

Parte 1: Imagens

2017

Em PISB (processamento de
imagens e sinais Biológicos)

(B)

Filme de uma aquisição de CT e registro

- Em PISB o principal algoritmo é: REGISTRO
- Aparece desde a aquisição

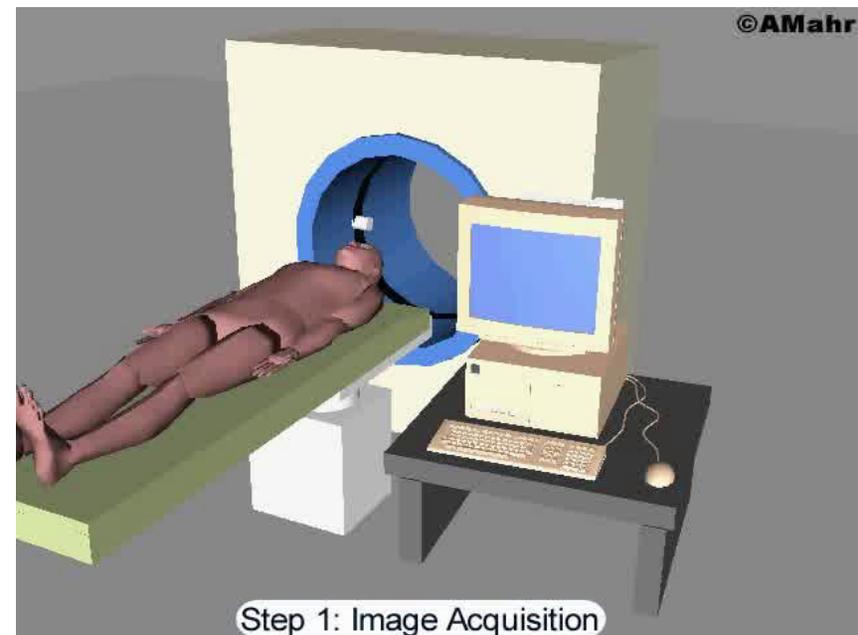
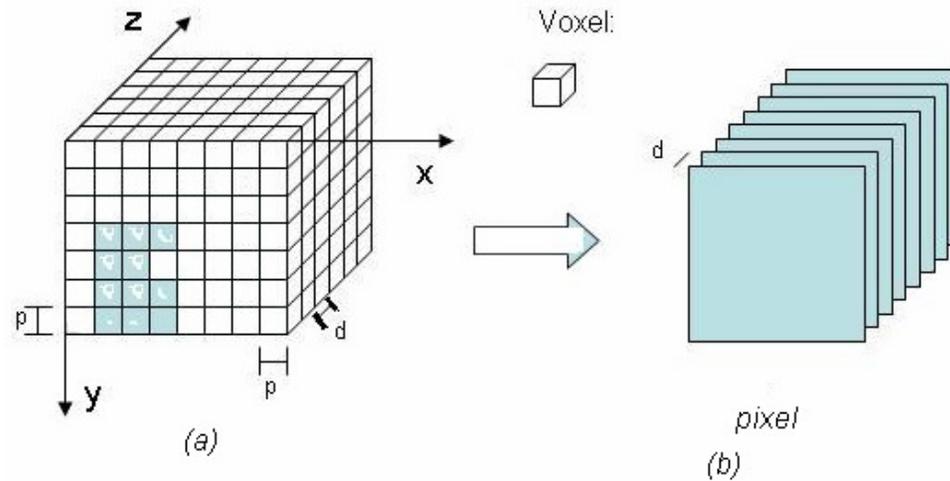
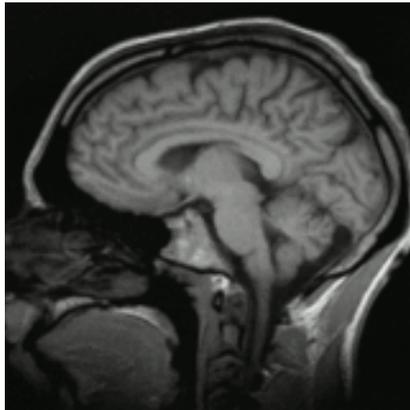
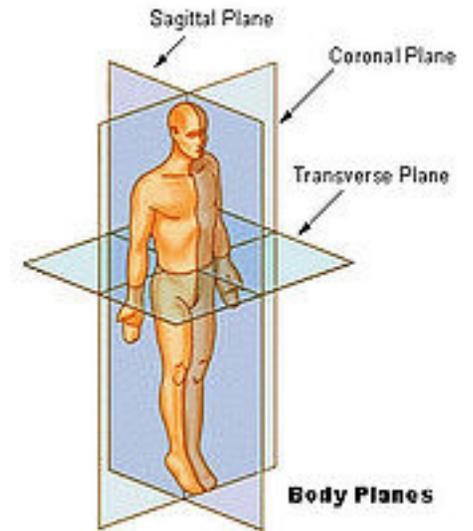
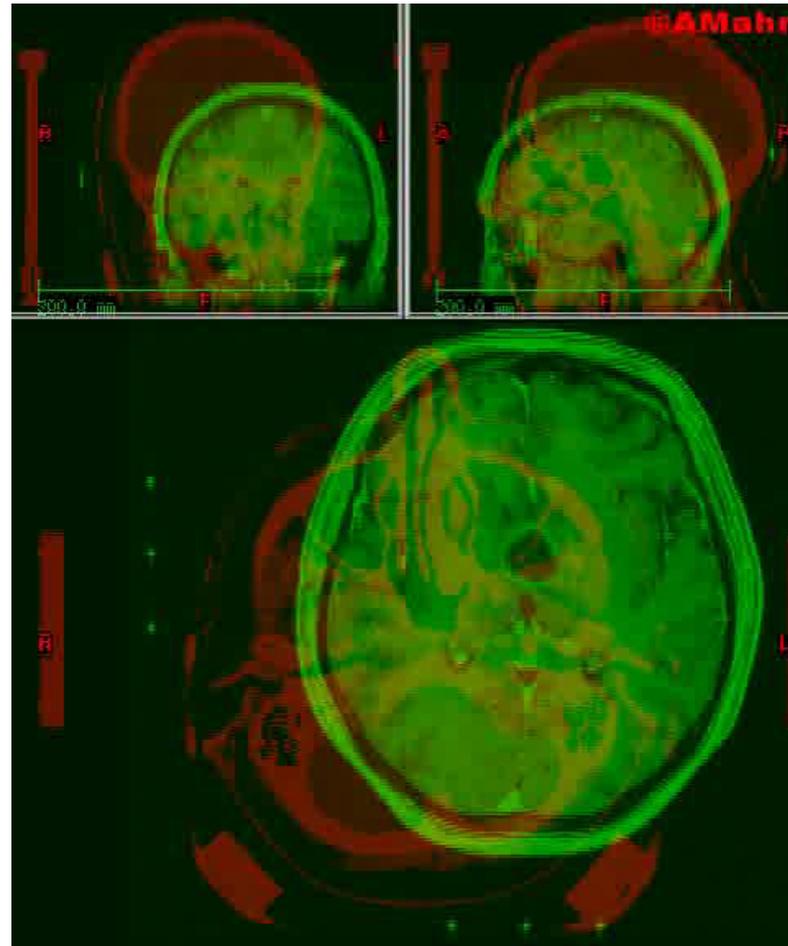


Imagem 3D de RM



até a análise
das imagens

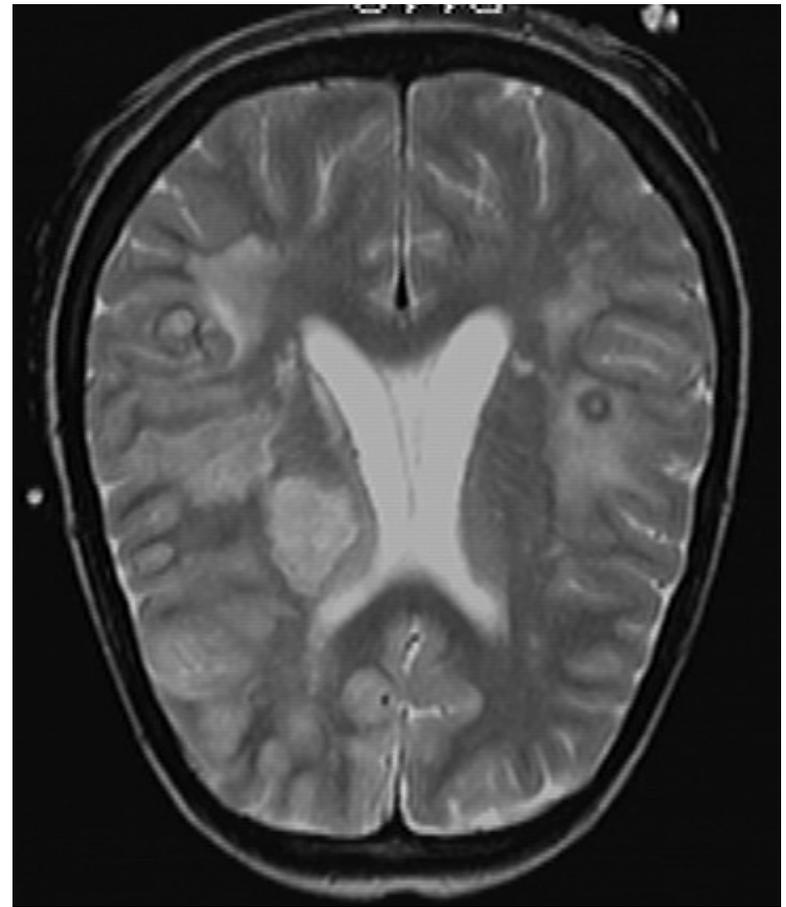
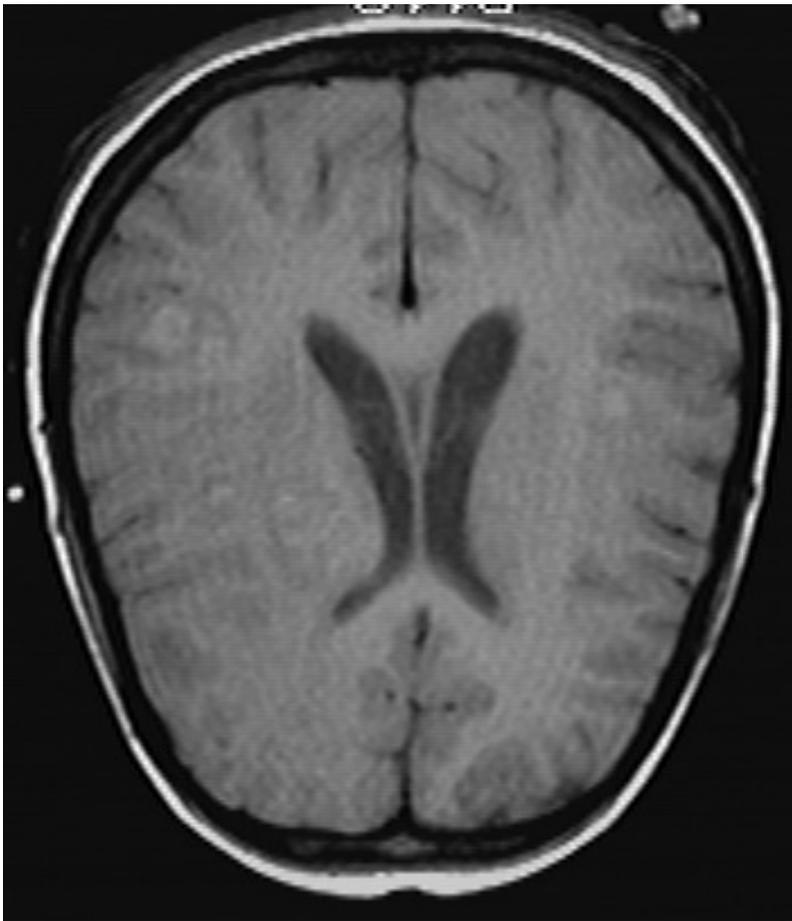


Exame de R.M. arquivos DICOM registrados .

- O ponto em cima à esquerda é um marcador , que serve de orientação no registro das imagens.

Mesma imagem em T1

e T2



Mas antes da definição usual:

- Veremos :
 - Introdução intuitiva de Registro; e
 - Desenvolvimento teórico desde o início:

Considerando a referência [1] do nosso curso

<http://www.ic.uff.br/~aconci/PISB.html>

K. Najarian and R. Splinter, **Biomedical Signal and Image Processing** CRC Press - Taylor & Francis Group, 2006.

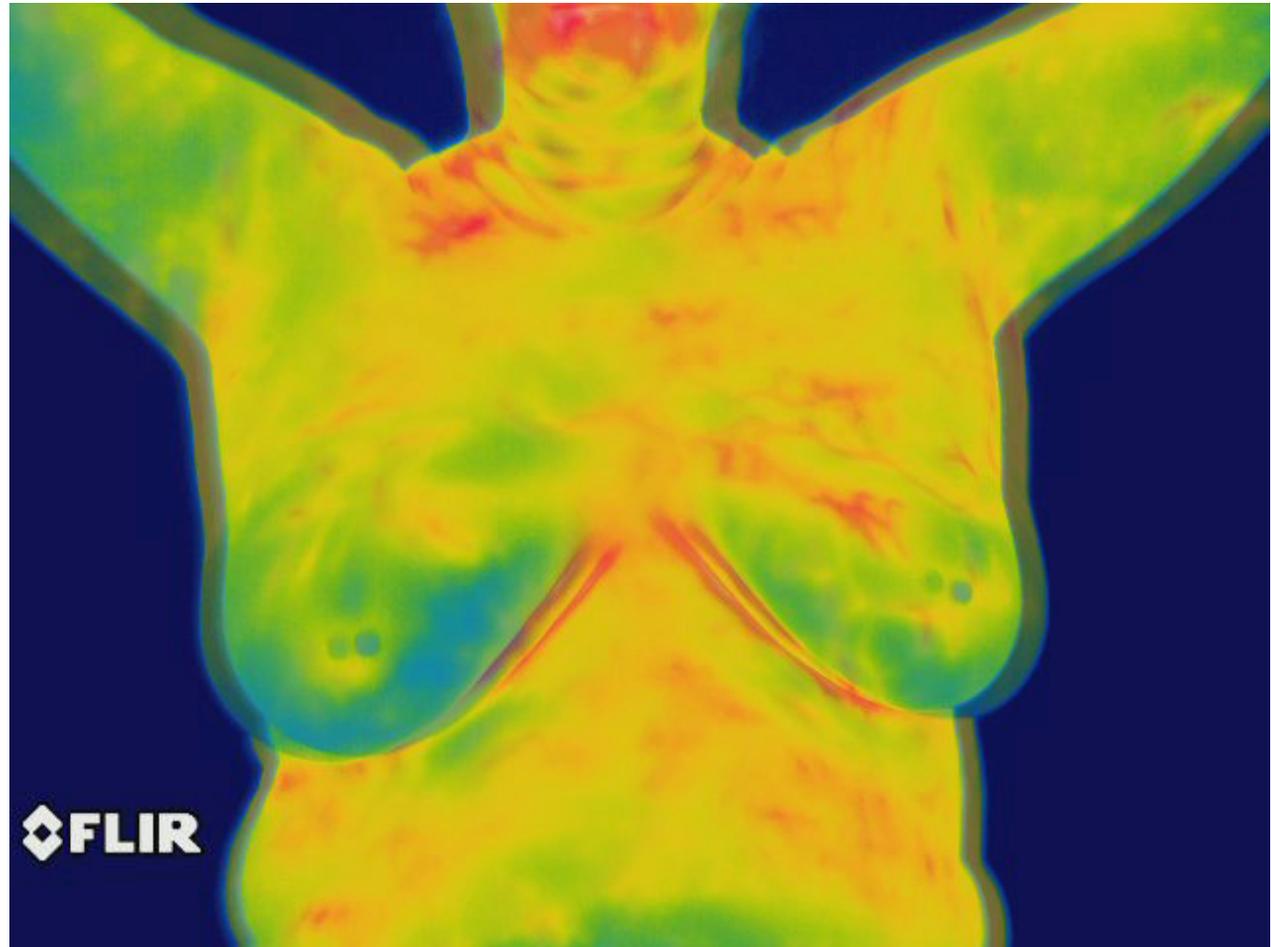
Imagine um exame que tenha

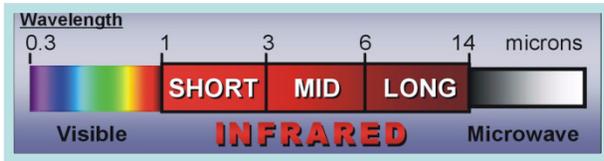
- Uma certa duração
- A pessoa pode se mexer um pouco
- Mesmo trocando em



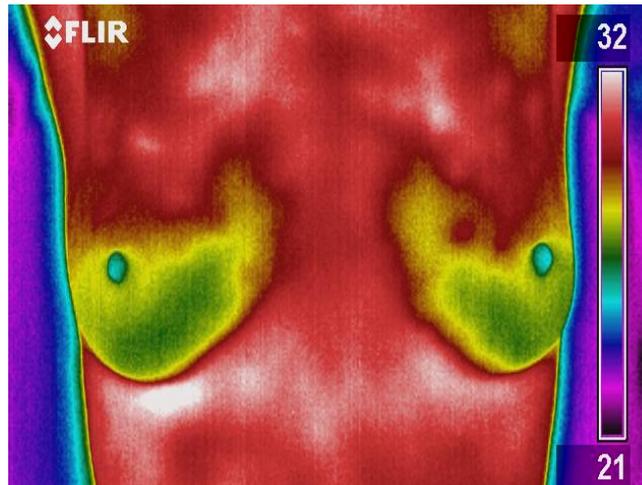
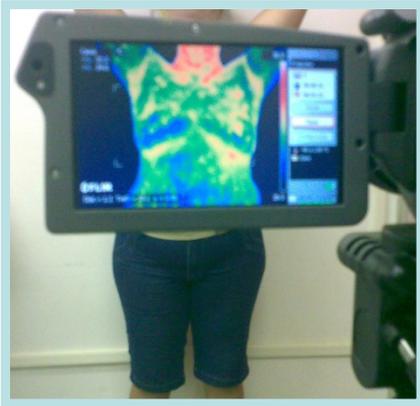
Captura Dinamica

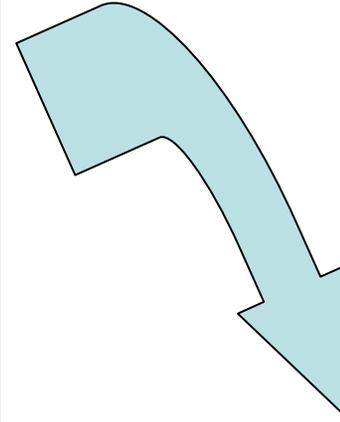
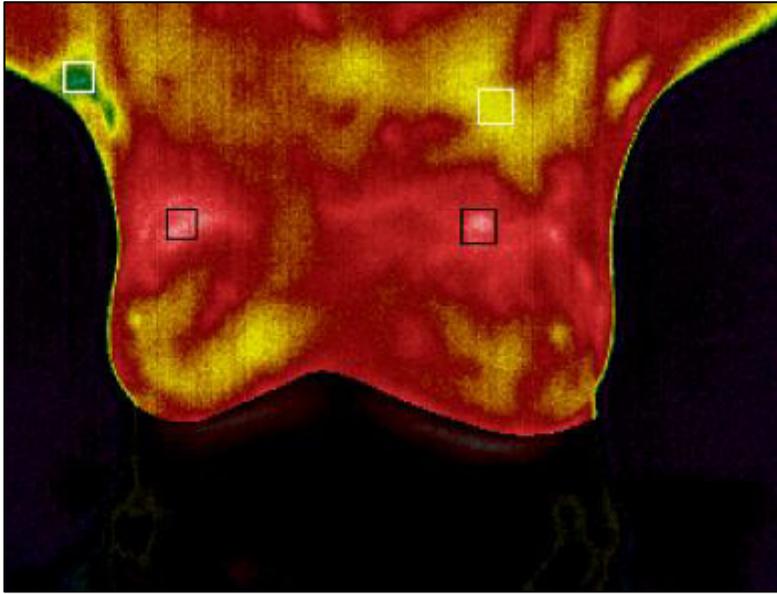
2 quadros
sobrepostos



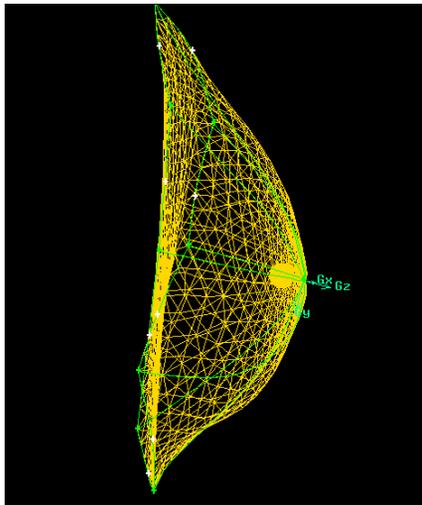


Sinais infravermelhos





Se quer seguir um ponto



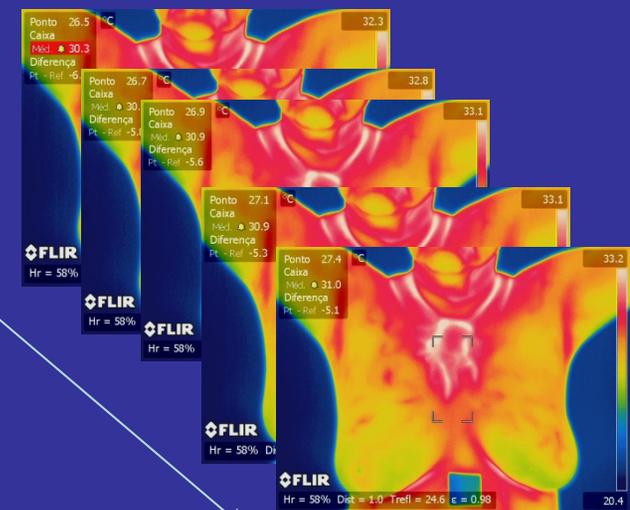
- Anatômico durante todo o exame

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	AF	AG			
1	33.25	33.79	33.83	34.53	34.65	34.95	34.88			35	34.97	34.98	34.93	35.01	34.86	34.84	34.61	34.88	34.83	34.82	34.98	34.81	35.02	34.91	34.85	34.82	35.05	34.91	34.77	34.79	34.72	34.65	34.69	34.53	34.49	34
2	33.09	33.66	34.07	34.67	34.5	34.83	34.97	35.14	35.22	35.24	34.74	34.81	35.07	34.89	34.76	34.91	34.77	34.79	34.83	35.04	35.02	34.83	35.11	34.89	34.87	34.85	34.78	34.79	34.73	34.57	34.48	34.54	34.43	34.4	34.3	
3	32.49	33.18	33.86	34.43	34.45	34.81	34.84	34.96	34.91	35.03	34.87	35.03	34.85	34.84	34.87	34.87	34.82	34.71	34.93	34.98	34.78	34.83	34.8	34.61	34.93	34.71	34.77	34.72	34.57	34.52	34.53	34.37	34.44	34	34	
4	32.28	33.03	33.55	34.16	34.5	34.77	35.08	35.02	35.1	34.96	34.96	35.05	34.96	34.94	34.96	34.81	34.77	34.7	35.05	35.14	34.95	34.71	34.72	34.71	34.85	34.84	34.79	34.72	34.44	34.52	34.43	34.42	34.31	34.3	34.3	
5	32.18	32.61	33.05	33.88	34.42	34.42	34.87	34.87	34.97	35.06	34.99	34.98	34.81	34.85	34.84	34.85	34.73	34.64	34.86	34.77	34.65	34.9	34.83	34.66	34.74	34.68	34.78	34.58	34.42	34.38	34.34	34.28	34.24	34.21	34.2	
6	31.69	32.14	33.01	33.83	34.08	34.65	34.78	34.91	34.99	35.09	34.97	35.1	34.79	34.72	35.04	34.91	35.01	34.85	34.97	34.97	34.68	34.75	35.02	34.65	34.65	34.45	34.48	34.32	34.45	34.32	34.27	34.19	34.16	34.13	34.1	
7	31.63	32.11	32.46	33.39	33.87	34.35	34.83	34.96	34.97	35.09	35.07	34.99	35	34.87	35	35.03	34.83	34.92	34.86	34.75	34.66	34.76	35.02	34.62	34.62	34.42	34.46	34.38	34.07	34.08	34.08	34	34.01	34	34	
8	31.53	31.9	32.46	33.1	33.77	34.27	34.82	34.96	34.9	35.1	34.99	35.08	34.87	34.81	35.02	34.79	34.62	34.78	34.78	34.66	34.56	34.61	34.85	34.51	34.54	34.54	34.44	34.11	34.02	34.06	33.86	33.81	33.7	33.62	33.5	
9	31.3	31.64	31.97	32.58	33.16	33.89	34.52	34.72	34.82	34.86	34.99	35.02	34.91	34.95	34.87	34.83	34.66	34.76	34.95	34.67	34.55	34.69	34.54	34.39	34.49	34.41	34.33	33.97	33.84	33.86	33.8	33.72	33.62	33.5	33.4	
10	31.28	31.74	31.8	32.44	33.09	33.9	34.28	34.61	34.65	35.09	34.83	35	34.98	34.9	34.87	34.82	34.65	34.65	34.49	34.62	34.4	34.46	34.51	34.59	34.66	34.54	34.25	33.89	33.73	33.88	33.63	33.56	33.54	33.4	33.3	
11	31.24	31.32	31.38	32.11	32.55	33.41	34.1	34.47	34.73	34.81	34.91	34.87	35.09	34.81	35.02	34.7	34.56	34.65	34.65	34.43	34.58	34.32	34.49	34.53	34.21	33.85	33.71	33.87	33.68	33.47	33.33	33.3	33.2	33.1	33.0	
12	31.14	31.3	31.39	31.96	32.33	33.1	34.01	34.48	34.64	34.68	34.98	34.8	34.84	34.76	34.68	34.69	34.4	34.36	34.51	34.65	34.3	34.4	34.44	34.24	34.29	33.96	33.91	33.87	33.64	33.54	33.33	33.23	33.16	33.1	33.0	
13	30.98	31.22	31.37	31.44	31.55	31.89	33.55	34.29	34.54	34.57	34.83	34.69	34.93	34.51	34.52	34.55	34.35	34.33	34.49	34.27	34.33	34.23	34.34	34.24	33.95	33.64	33.51	33.41	33.21	33.11	33.01	32.91	32.81	32.71	32.61	
14	31.04	31.06	31.41	31.67	32.21	32.57	33.08	34.06	34.57	34.84	34.72	34.89	34.86	34.54	34.56	34.52	34.25	34.3	34.42	34.58	34.21	34.12	34.31	34.31	34.24	33.9	33.54	33.36	33.28	33.22	33.12	33.02	32.92	32.82	32.72	
15	30.75	31.03	30.97	31.31	31.9	32.85	33	33.88	34.38	34.54	34.88	34.78	34.58	34.51	34.56	34.36	34.31	34.43	34.48	34.48	34.4	34.51	34.02	34.06	33.86	33.68	33.58	33.38	33.32	33.23	33.14	33.04	32.94	32.84	32.74	
16	30.77	30.83	30.95	31.31	31.58	32.22	32.51	32.83	34.19	34.47	34.84	34.78	34.56	34.47	34.57	34.42	34.42	34.3	34.48	34.42	34.32	34.35	34.05	34.01	33.81	33.62	33.52	33.37	33.17	33.11	33.01	32.91	32.81	32.71	32.61	
17	30.68	30.97	31.13	31.29	31.53	32.13	32.43	33.2	34.07	34.5	34.55	34.66	34.6	34.31	34.3	34.42	34.44	34.28	34.47	34.19	34.22	34.11	33.75	33.66	33.7	33.43	33.19	33.15	32.95	33.02	33.13	33.25	33.34	33.4	33.5	
18	30.6	30.83	30.96	31.35	31.6	31.8	32.14	32.25	32.87	34.41	34.54	34.45	34.33	34.09	34.31	34.21	34.05	34.02	34.1	34.16	34.09	33.78	33.69	33.72	33.43	33.23	33.17	33.01	33.13	33.25	33.34	33.43	33.5	33.6	33.7	
19	30.47	30.55	30.81	31.45	31.43	31.9	32.09	32.63	33.72	34.27	34.4	34.6	34.19	34.35	34.64	34.38	34.27	34.12	34.32	34.28	34.05	33.79	33.66	33.28	33.4	33.16	33.1	32.84	32.92	33.02	33.09	33.11	33.22	33.31	33.42	33.5
20	30.55	30.57	31.08	30.97	31.33	31.43	31.86	32.63	33.57	34.14	34.4	34.49	34.41	34.22	34.41	34.21	34.13	34.03	34.09	33.83	33.68	33.71	33.3	33.25	33.24	33.4	33.05	32.88	32.97	33.01	33.13	33.22	33.31	33.4	33.5	
21	30.6	30.49	30.84	30.97	31.07	31.7	32.12	32.44	33.33	34.32	34.44	34.27	34.02	34.08	34.08	34.05	34.12	33.79	33.58	33.44	33.01	33.13	33.19	32.86	32.94	32.9	32.82	32.96	33.06	33.13	33.21	33.3	33.4	33.5	33.6	
22	30.55	30.5	30.78	30.88	31.19	31.24	31.76	32.39	33.1	34.02	34.1	34.3	34.27	33.79	34.1	33.9	34.09	33.75	33.88	33.52	33.44	33.21	33.1	33.23	33.09	32.95	32.76	32.78	32.72	32.88	33.1	33.29	33.1	33.1	33.1	
23	30.35	30.55	30.81	30.98	31.12	31.38	31.91	32.23	32.97	34.1	34.42	34.07	33.97	34.13	33.93	33.82	33.73	33.86	33.44	33.15	33.05	32.84	32.89	32.84	32.89	32.83	33.11	33.09	33.39	33.56	33.4	33.4	33.4	33.4	33.4	
24	30.37	30.42	30.63	30.81	30.99	31.41	31.55	32.1	32.92	33.78	33.98	34.25	34.05	33.7	33.91	33.91	33.75	33.55	33.66	33.33	33.04	32.91	32.71	32.7	32.88	32.86	32.71	32.71	32.9	33.12	33.17	33.27	33.37	33.47	33.56	33.6
25	30.3	30.72	30.55	30.82	30.95	31.48	31.45	32.14	32.88	33.67	34.06	33.87	33.84	33.84	33.81	33.67	33.5	33.68	33.19	33.02	32.79	32.65	32.61	32.82	32.77	32.75	32.55	32.59	32.89	33.1	33.09	33.29	33.4	33.5	33.6	
26	30.22	30.26	30.45	30.64	30.84	30.8	31.39	31.49	32.09	32.51	33.61	33.89	33.84	33.87	33.85	33.88	33.8	33.57	33.4	33.32	33.01	32.81	32.62	32.64	32.74	32.59	32.5	32.48	32.78	32.83	32.95	33.14	33.25	33.3	33.4	
27	30.18	30.18	30.47	30.52	30.83	31.09	31.51	31.85	32.52	33.56	33.94	33.85	33.75	33.66	33.56	33.49	33.4	33.08	33.24	32.9	32.69	32.42	32.35	32.32	32.37	32.47	32.59	32.7	32.88	33.16	33.08	33.39	33.4	33.4	33.4	
28	30.23	30.47	30.26	30.69	30.96	31.07	31.37	32	32.3	33.42	33.82	33.73	33.71	33.57	33.55	33.31	33.12	33.14	32.76	32.52	32.43	32.34	32.35	32.42	32.59	32.58	32.76	32.78	33.12	33.16	33.41	33.4	33.4	33.4	33.4	
29	30.22	30.22	30.5	30.86	31.02	31.09	31.51	31.83	32.43	33.48	33.89	33.81	33.73	33.7	33.59	33.42	33.12	33.13	32	32.69	32.33	32.23	32.21	32.44	32.71	32.45	32.41	32.55	32.84	33.07	33.08	33.4	33.4	33.4	33.4	
30	30.15	30.35	30.53	30.48	30.77	31.1	31.32	31.72	32.48	33.47	33.98	33.75	33.62	33.52	33.35	33.09	32.93	32.84	32.19	32.45	32.48	32.33	32.25	32.44	32.54	32.63	32.68	33.1	33.06	33.39	33.4	33.4	33.4	33.4	33.4	
31	30.1	30.35	30.37	30.73	30.85	31.13	31.19	31.66	32.24	33.24	33.88	33.9	33.77	33.65	33.3	33.28	33.19	32.71	32.89	32.64	32.39	32.42	32.25	32.21	32.7	32.69	32.65	32.98	33.27	33.09	33.39	33.22	33.34	33.4	33.4	33.4
32	30.2	30.36	30.44	30.72	30.78	31	31.38	31.79	32.36	33.27	33.77	33.66	33.45	33.43	33.13	33.07	32.81	32.47	32.64	32.41	32.17	32.17	32.11	32.47	32.55	32.64	32.77	33.08	33.23	33.38	33.4	33.4	33.4	33.4	33.4	
33	30.09	30.19	30.46	30.57	30.74	31.19	31.28	31.81	32.07	33.19	33.67	33.59	33.75	33.6	33.45	33.19	33.01	32.89	32.63	32.33	32.21	32.27	32.39	32.41	32.67	32.7	32.78	33.08	33.16	33.29	33.34	33.4	33.4	33.4	33.4	33.4
34	30.15	30.25	30.43	30.29	30.64																															

Dynamic acquisition

- Reflect IR's ability to detect vascular changes that are sometimes more apparent at the beginning of tumor genesis
- Computer evaluations lead to more objective interpretation.
- The small tumors capability on producing IR changes (due to enhanced perfusion via tumor-induced nitric oxide vasodilatation) shows the importance of dynamic acquisition to validate IR's full potential.

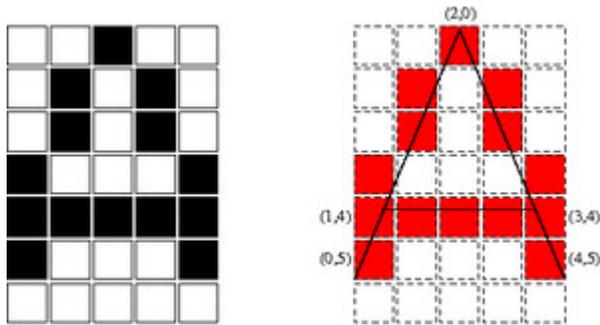
At 30.5°C , for 5 minutes
20 images are acquired



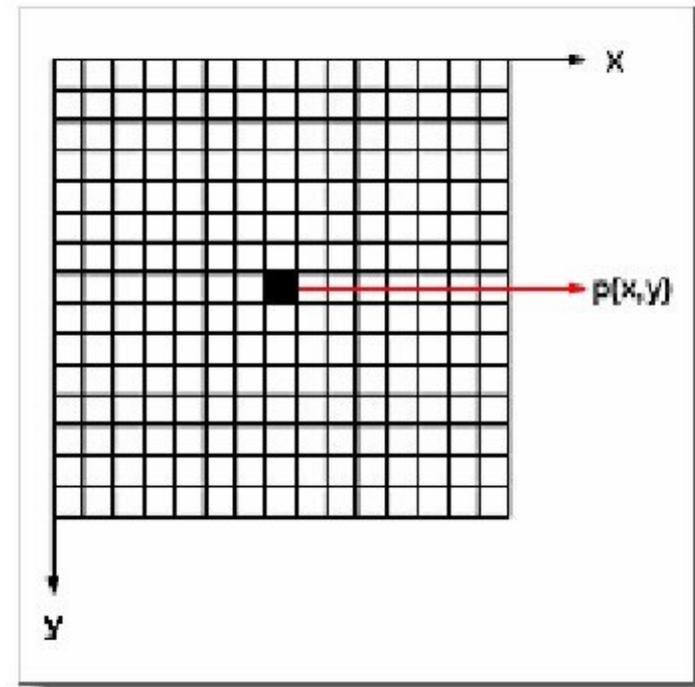
REGISTRO DE IMAGENS

É a forma de poder identificar ou seguir o mesmo ponto anatômico em todas as imagens, independente do referencial inicial da imagem, que geralmente é o início da imagem raster.

Imagens matriciais ou **raster**



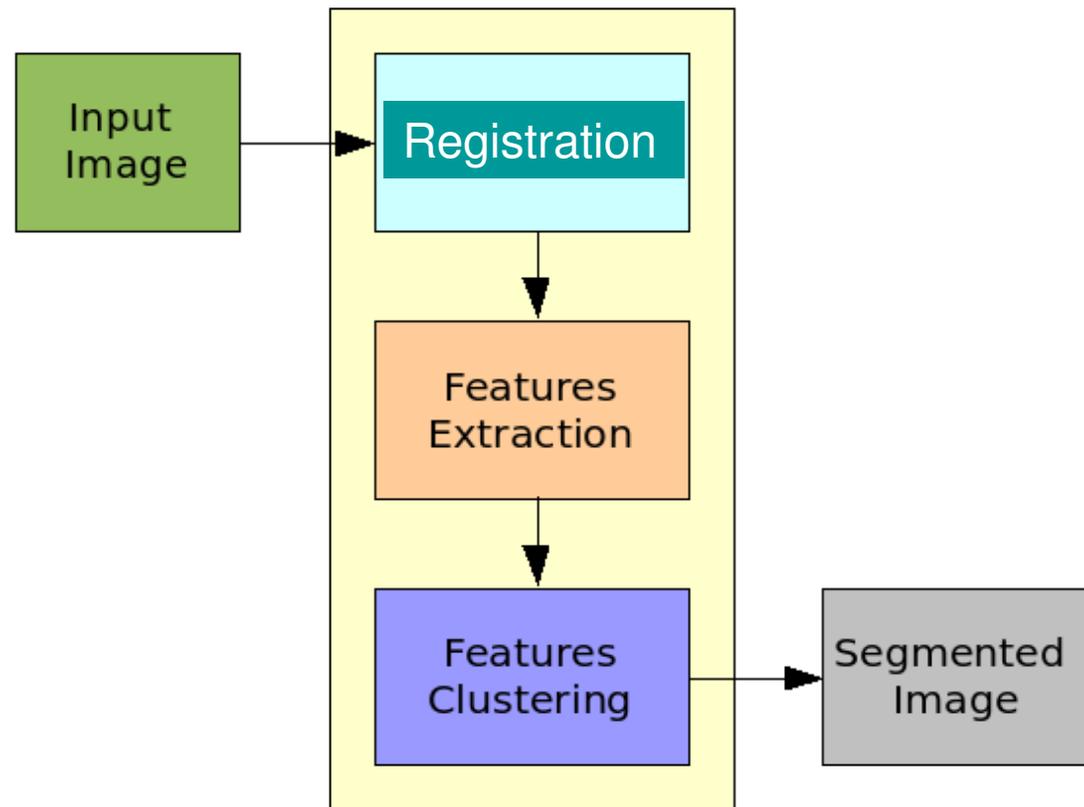
bitmap x gráfico vetorial.



- Não importa como seja feita....

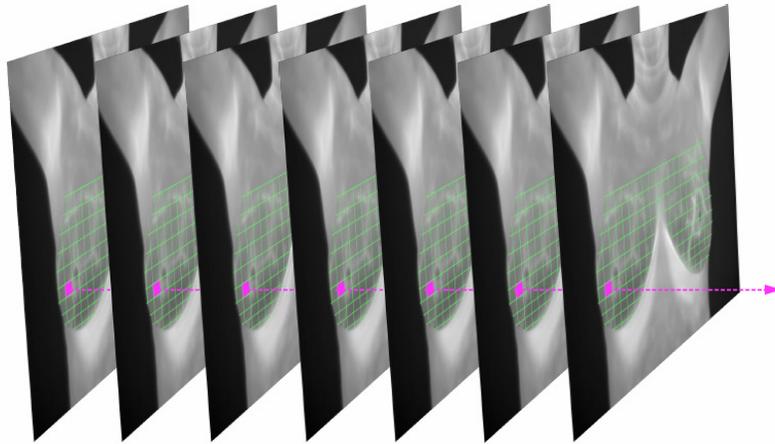
Antes de tudo

- Identificar os mesmos pontos em todas as imagens



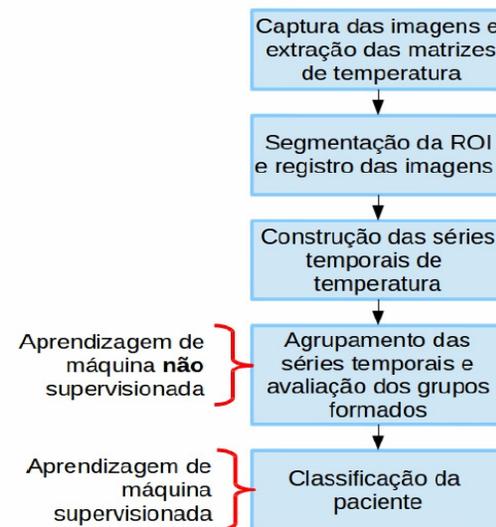
Para então segui-los ao longo do exame

Termografia Infravermelha Dinâmica (TID)



Incluir essa etapa no processo:

Etapas da metodologia



Antes de definição usual:

Considerando nossa referência [1] :

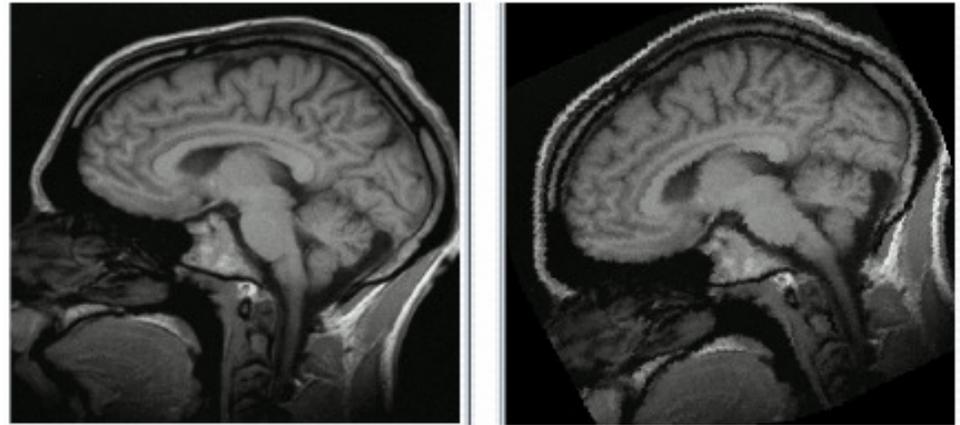
Na seção 6.6 pagina 130 .

Temos uma introdução muito simples e pratica do assunto:

As páginas que seguem são exatamente esse texto:

REGISTRO DE IMAGENS

É poder fazer a correspondência entre todos pontos de 2 imagens:

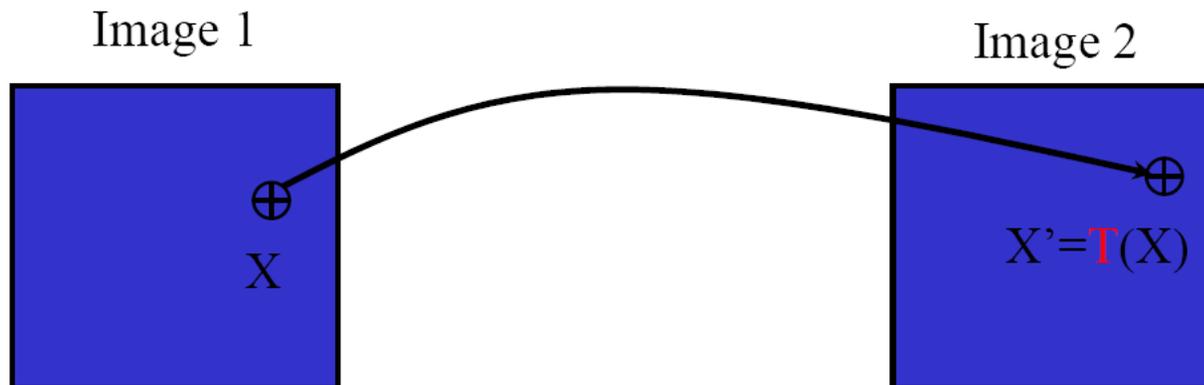


- $X \longrightarrow X' = T(X)$

- $X(x, y) \longrightarrow X'(x', y') = T(x, y)$

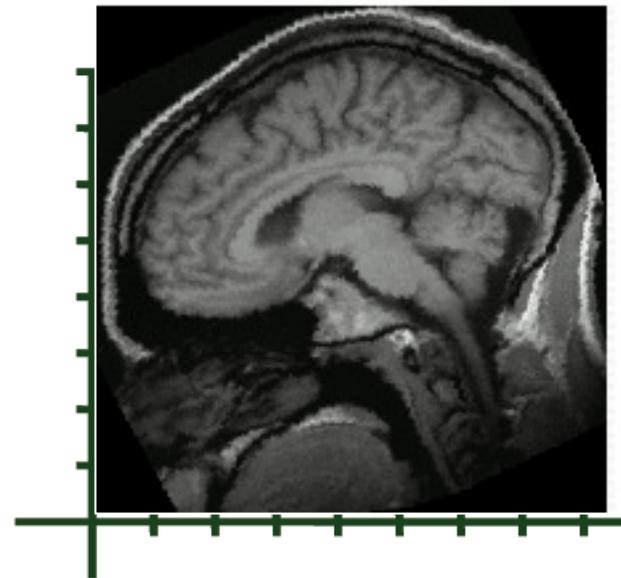
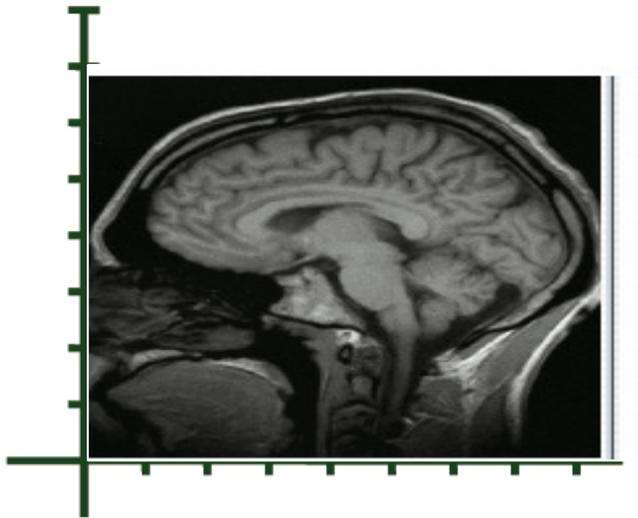
Como fazê-lo?

- Definindo um possível mapeamento, T :
- Por exemplo se você sabe que a imagem só transladou ou girou de um certo valor



Por exemplo
pelos pontos
vizivelmente
idênticos

I	\leftrightarrow	I'
(5,1)		(4,3)
(10,3)		(7,2)
(3,2)		(5,2)



Marcadores ou pontos de amarração

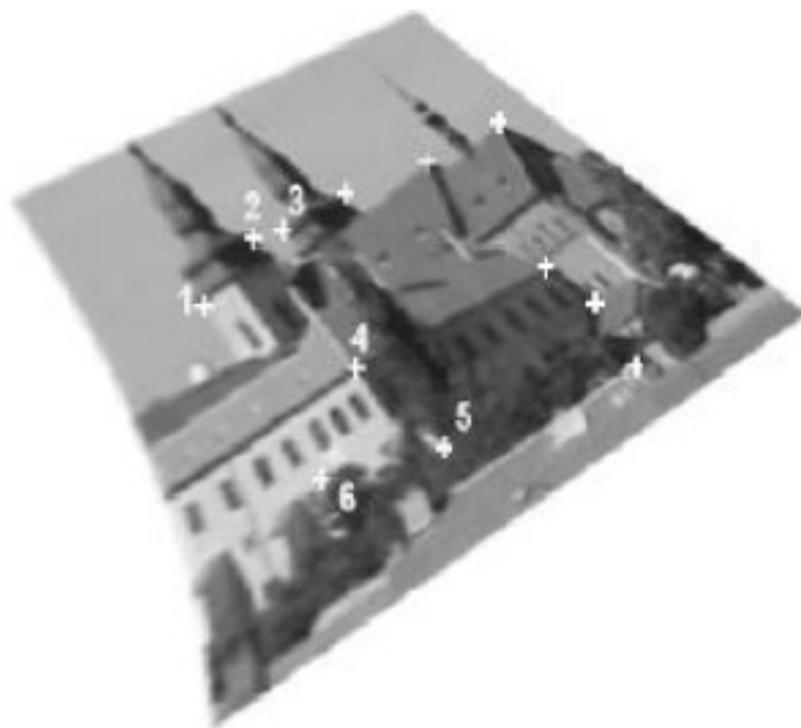
Vamos ler isso:

Consider a mapping T that maps the coordinates (x, y) in image I to the coordinates (x', y') in image I' . We define a nonlinear mapping using the following set of quadratic equations:

$$\begin{aligned}x' &= c_{11}x + c_{12}y + c_{13}xy + c_{14}x^2 + c_{15}y^2 \\y' &= c_{21}x + c_{22}y + c_{23}xy + c_{24}x^2 + c_{25}y^2\end{aligned}\tag{6.35}$$

In Equation 6.35 any choice of the coefficients c_{ij} 's identifies a unique mapping T between the coordinates of the two images I and I' . If $c_{13} = c_{14} = c_{15} = c_{23} = c_{24} = c_{25} = 0$, the above mapping becomes a simple linear mapping between the two images.

In order to identify the mapping, all we need to do is to find the values of c_{ij} 's. This is often done using the coordinates of a set of *tie points*, or *markers*, in both images. In other words, we use the coordinates of a set of objects whose locations in both images are known to find the optimal mapping. The exact locations of these tie points in both images are often visually identified by an expert. In registration of CT with other images, sometimes certain markers (e.g., metal pins) that can be



REGISTRO DE IMAGENS - cont

traced in all imaging systems are attached to the head. The coordinates of these points are then used to find c_{ij} 's, as described later.

As can be seen in Equation 6.35, the number of coefficients to be identified is ten. This means that ten equations are needed to solve for all coefficients. Since each tie point provides two equations, altogether five tie points are required to uniquely identify the mapping. It is important to note that even though Equation 6.35 is nonlinear with respect to x and y , the equations are linear with respect to c_{ij} 's.

- $X \longrightarrow X' = T (X)$

- $X (x , y) \longrightarrow X' (x' , y') = T (x , y)$

REGISTRO DE IMAGENS - cont

More specifically, after substituting for x, y, x' , and y' with the coordinates of the tie points, the resulting set of equations is linear with respect to c_{ij} 's. This allows use of simple matrix methods of solving for linear equations to find the coefficients.

If the number of tie points is less than five, it is common practice to assume that some of the above coefficients are zero. This results in a simpler mapping between the two images. An example of this scenario is provided below.

$$X' = X C_{ij} \Rightarrow C_{ij} = X^{-1} X'$$

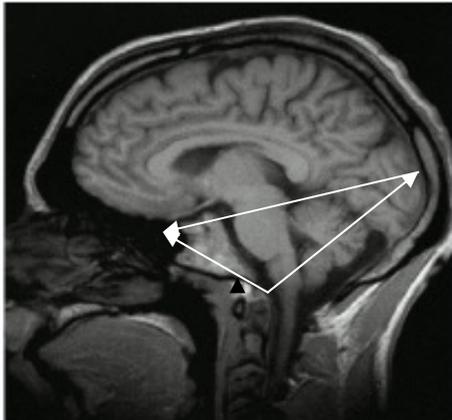
REGISTRO DE IMAGENS - cont

We are to coregister two images using three tie points. Having only three tie points means we can solve for only six coefficients. Hence we apply a mapping as below:

$$\begin{aligned}x' &= c_{11}x + c_{12}y + c_{14}x^2 \\ y' &= c_{21}x + c_{22}y + c_{25}y^2\end{aligned}\tag{6.36}$$

Assume that the following tie points are given:

I	\leftrightarrow	I'
(5,1)		(4,3)
(10,3)		(7,2)
(3,2)		(5,2)



REGISTRO DE IMAGENS - cont

This creates the following set of linear equations:

$$4 = 5c_{11} + c_{12} + 25c_{14}$$

$$3 = 5c_{21} + c_{22} + c_{25}$$

$$7 = 10c_{11} + 3c_{12} + 100c_{14}$$

$$2 = 10c_{21} + 3c_{22} + 9c_{25}$$

$$5 = 3c_{11} + 2c_{12} + 9c_{14}$$

$$2 = 3c_{21} + 2c_{22} + 4c_{25}$$

(6.37)

REGISTRO DE IMAGENS - cont

The resulting set of equations is linear. One can rewrite these equations in the matrix form as follows:

$$\begin{bmatrix} 5 & 1 & 25 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 5 & 1 & 1 \\ 10 & 3 & 100 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 3 & 9 \\ 3 & 2 & 9 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 3 & 2 & 4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_{11} \\ c_{12} \\ c_{14} \\ c_{21} \\ c_{22} \\ c_{25} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 4 \\ 3 \\ 7 \\ 2 \\ 5 \\ 2 \end{bmatrix} \quad (6.38)$$

$$X C_{ij} = X'$$

REGISTRO DE IMAGENS - cont

Equation 6.38 can be solved using simpler matrix calculations, that is, by multiplying both sides of the equation by the inverse of the square matrix on the left side of the equation, as follows:

$$\begin{bmatrix} c_{11} \\ c_{12} \\ c_{14} \\ c_{21} \\ c_{22} \\ c_{25} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 5 & 1 & 25 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 5 & 1 & 1 \\ 10 & 3 & 100 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 3 & 9 \\ 3 & 2 & 9 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 3 & 2 & 4 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 4 \\ 3 \\ 7 \\ 2 \\ 5 \\ 2 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} 0.7368 \\ 1.6316 \\ -0.0526 \\ 0.3125 \\ 2.3438 \\ -0.9063 \end{bmatrix}$$

- $X^{-1} X C_{ij} = X^{-1} X'$

$$I C_{ij} = X^{-1} X' \Rightarrow C_{ij} = X^{-1} X'$$

Na verdade essa “história” poderia ser mais bem feita:

- A equação inicial (6.36) poderia ficar mais genérica se incluíssemos um termo constante em x e y : c_{10} e c_{20}

Na verdade essa “história” poderia ser mais bem feita:

- Poderíamos ter reagrupados os termos da equação (6.37) de modo que a equação (6.38) ficasse com “os zeros juntos” e a ***esparcidade*** da matriz ficasse evidente

Na verdade essa “*história*” poderia ser
“*mais bem feita*”: (cont.)

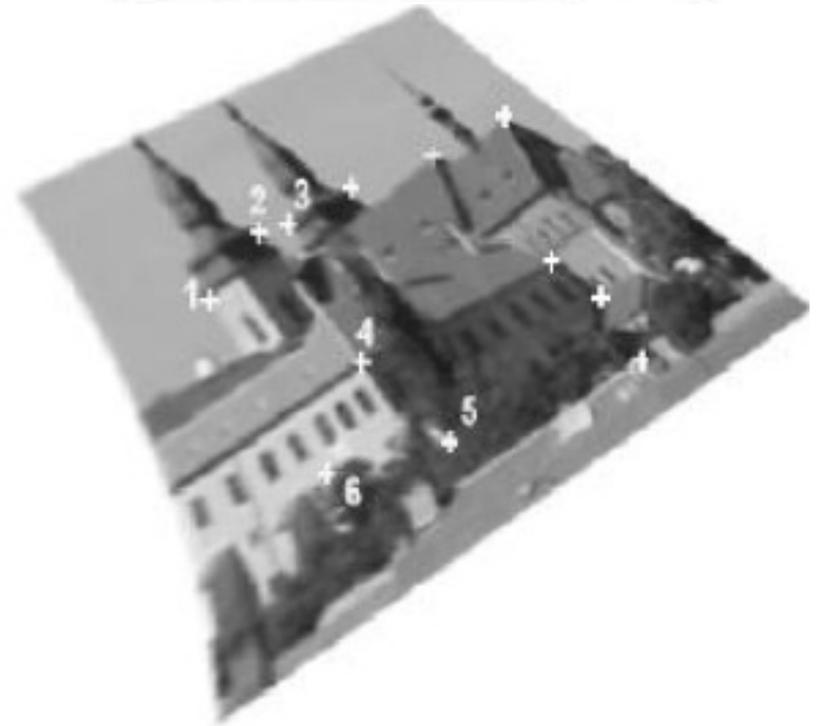
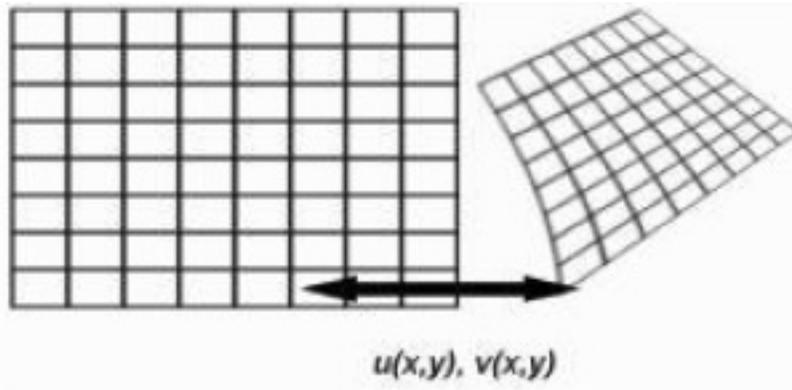
- Poderíamos ter escrito esse desenvolvimento de maneira mais genérica desde o início :

Desenvolvimento genérico até aqui

- 1- Identifique os dois conjunto de pontos X e X' (com mesma cardinalidade , n) de mesmos pontos sobre as duas imagens
- 2- Monte o sistema de equações necessário para resolver o sistema (em 2D : $2n$ equações, em 3D, $3n$ equações) , considerando a imagem de referência X
- 3- Resolva o sistema calculando os coeficientes de suas equações
- 4- Usa esse coeficientes em para calcular uma T ou mesmo sua inversa T^{-1} e a aplique em todos os pontos da imagem que voce quiser transformar na outra.
- Define-se a cardinalidade de um conjunto X , como a número de elementos que pertencem ao conjunto X

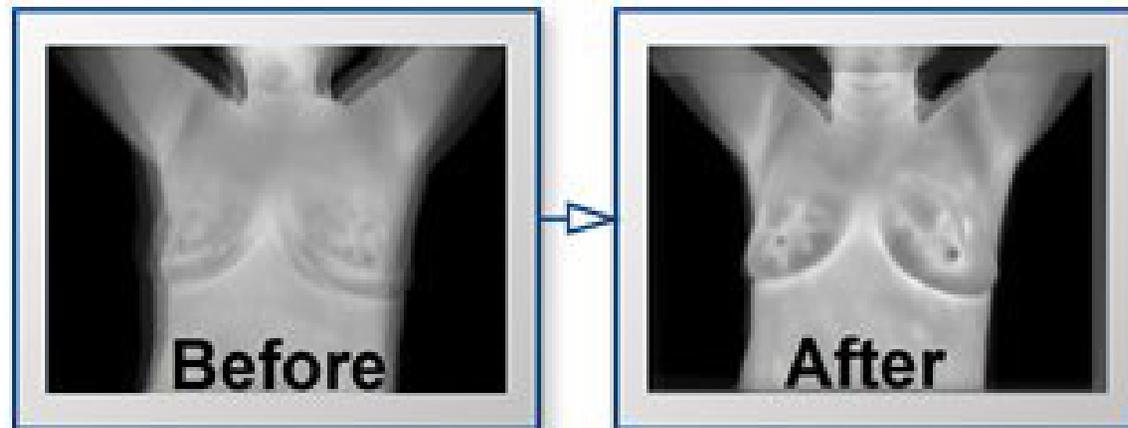
Etapas de um Método de Registro

- De um modo geral, todos os métodos de registro consistem destas etapas:
 - Detecção de pontos ou áreas de interesse
 - Casamento dos pontos de controle
 - Estimação do modelo de transformação
 - Transformação e Interpolação das imagens



Depois de obtida a T

- Ela é aplicada pra se “casar” os pontos



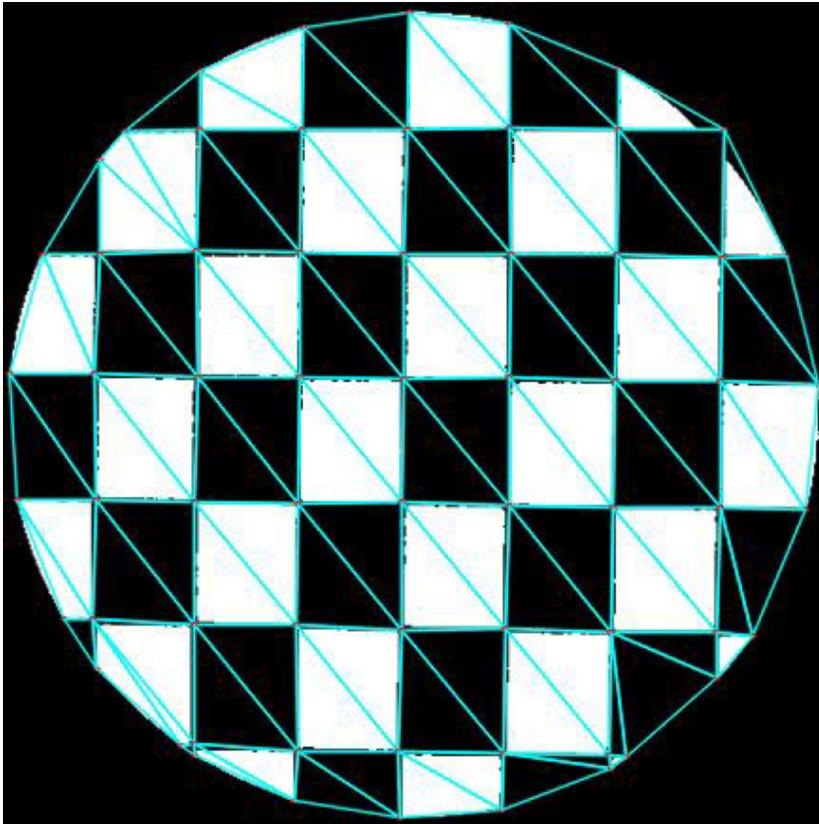
Mas há alguns problemas nele:

- Esse sistema de equações pode ficar muito não linear caso se queira um “casamento” com um número muito grande de pontos!
- Sistemas não lineares também são muito mais difíceis de resolver.
- Ainda podem deformar demais as imagens e de forma nada realística.

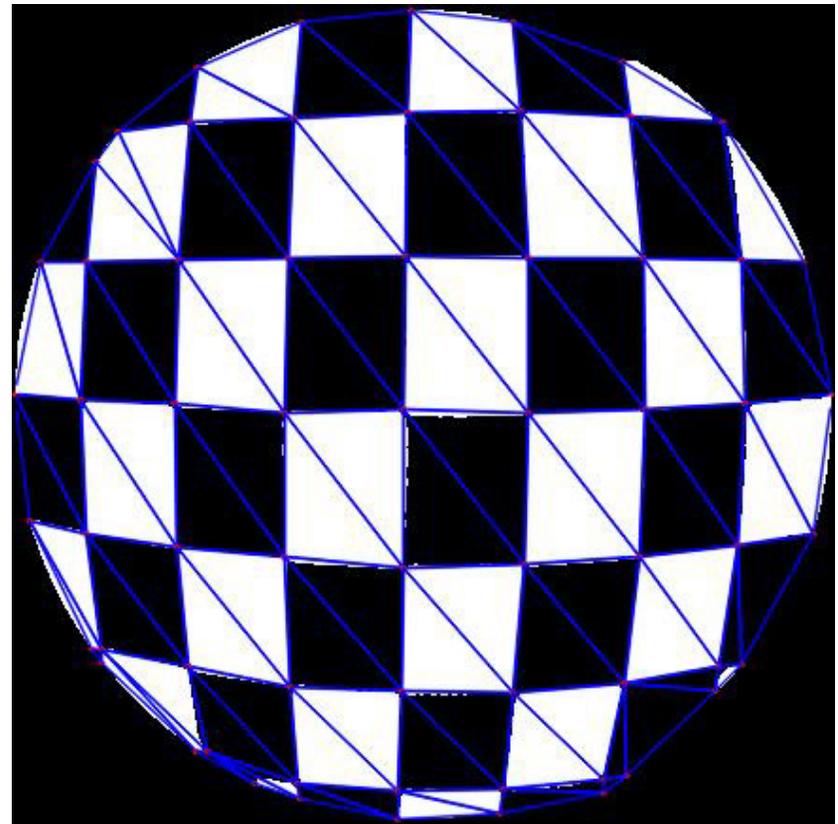
Outra solução é manter o grau que se deseja das equações e fazer o registro por partes

- Isso nos leva a primeira classificação dos **tipos de registro**:
- **Globais** → Se as transformações forem definidas por uma única equação aplicada para mapear toda a imagem. Neste uma mudança em qualquer parâmetro influencia a transformação da imagem na sua totalidade;
- **Locais** → Se as transformações apenas afetarem uma pequena parte da imagem, sendo que cada subsecção, pode ter a sua própria transformação.

Triangular Mesh

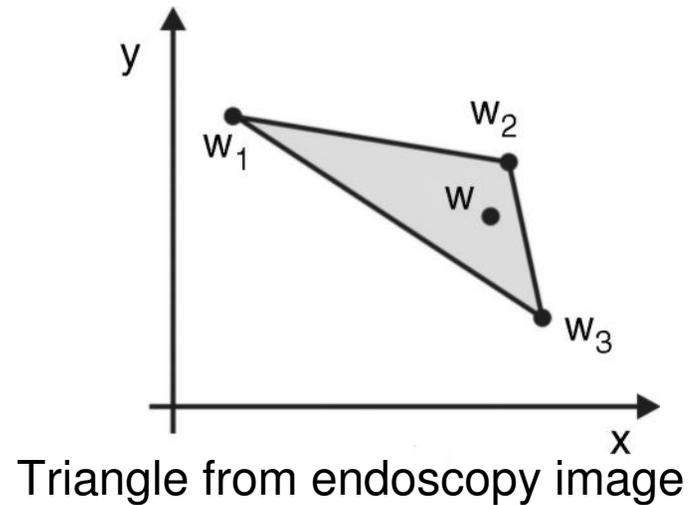
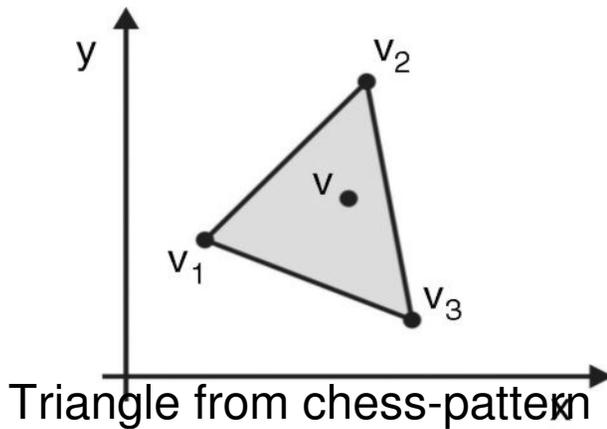


Mesh generated in Chess-pattern



Mesh generated in endoscope image

Affine Transformations



The system calculates the affine transformations that changes the position of the vertices of a triangle in the vertices of another triangle using the equation:

$$w_i = M.v_i + t$$

Written in two dimensions as:

$$\begin{bmatrix} w_{ix} \\ w_{iy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_{ix} \\ v_{iy} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix}$$

Affine Transformations (2)

- Developing the matrix operations for each triangular vertex, we arrive to the following equations:

$$\begin{bmatrix} w_{1x} \\ w_{1y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_{1x} \\ v_{1y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} w_{2x} \\ w_{2y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_{2x} \\ v_{2y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} w_{3x} \\ w_{3y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_{3x} \\ v_{3y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix}$$

$$w_{1x} = m_{11} \cdot v_{1x} + m_{12} \cdot v_{1y} + t_x$$

$$w_{1y} = m_{21} \cdot v_{1x} + m_{22} \cdot v_{1y} + t_y$$

$$w_{2x} = m_{11} \cdot v_{2x} + m_{12} \cdot v_{2y} + t_x$$

$$w_{2y} = m_{21} \cdot v_{2x} + m_{22} \cdot v_{2y} + t_y$$

$$w_{3x} = m_{11} \cdot v_{3x} + m_{12} \cdot v_{3y} + t_x$$

$$w_{3y} = m_{21} \cdot v_{3x} + m_{22} \cdot v_{3y} + t_y$$

Affine Transformations (3)

- Are calculated the values of M and t from each triangle pair source/target
- The system applies the transformation to all pixels belonging to the respective triangle in the distorted image;
- This process is repeated for all triangles of the mesh;
- The same equations can be used to correct images of real endoscopy.

Problems Solved

- If a triangle has its area expanded :
 - **Problem:** Provide values for pixels that that presents not corresponded in the destination;
 - **Solution:** We increase four times the image size with a bilinear filter, before applying the transform;

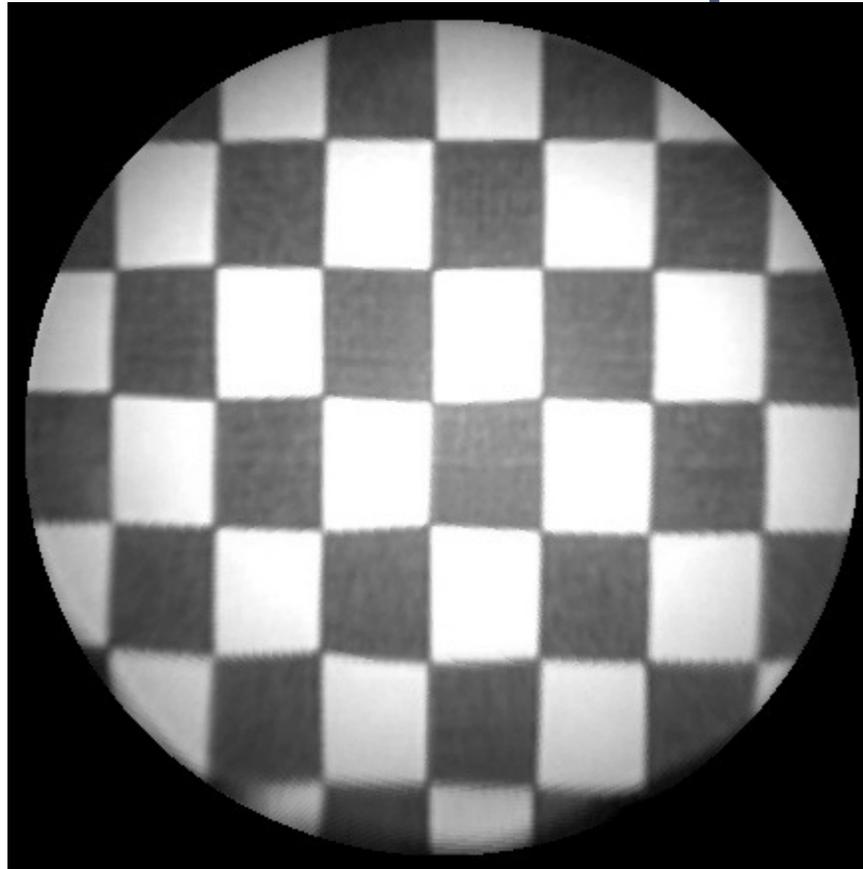
Problems Solved

- If a triangle has its area reduced :
 - Problem:** The possibility of multiple pixels being aggregated in the same region;
 - Solution:** The new color values of each pixel are defined as an arithmetic mean between the all possible values.

OpenGL and GPU's

- The system uses texture mapping to render the result image directly into the video card;
- The coordinates of the triangular mesh of Fig. 4 is used by system to draw triangles in which the texture is defined by mapping the distorted image using the mesh of Fig. 5 as texture coordinates;
- Acceleration of approximately 700x the processing of an image;
- Average processing time reduced from 14737 milliseconds (14.737 seconds) to 21.2 milliseconds.

Results – Chess-pattern



Result of applying the method in Fig inicial

Results – Verify the Distortion

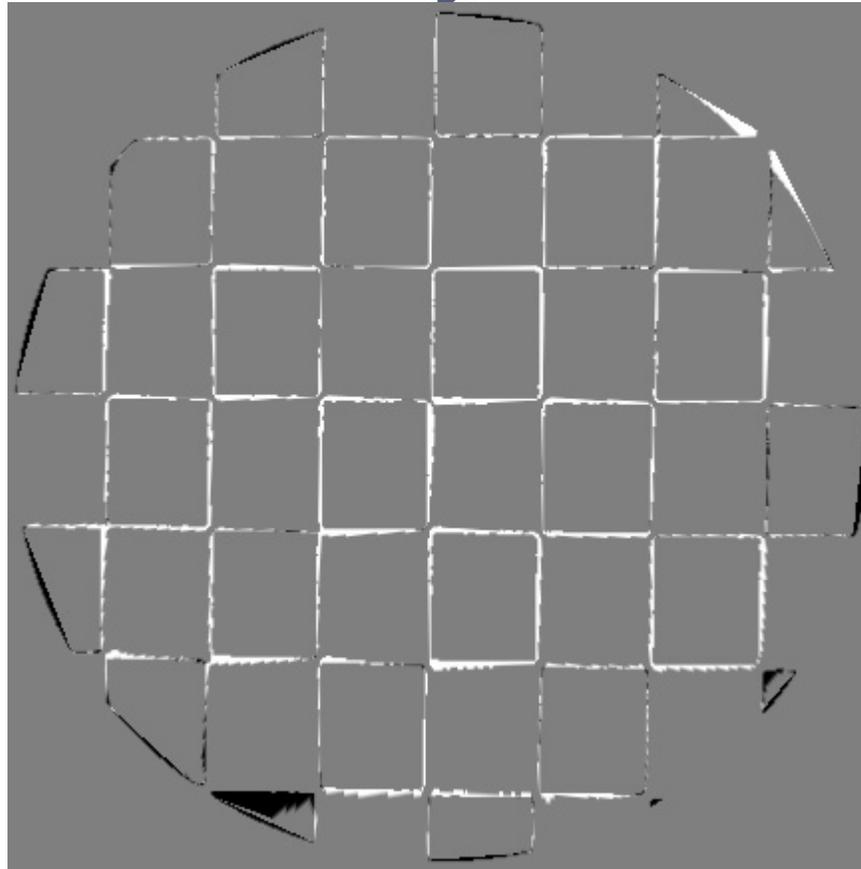
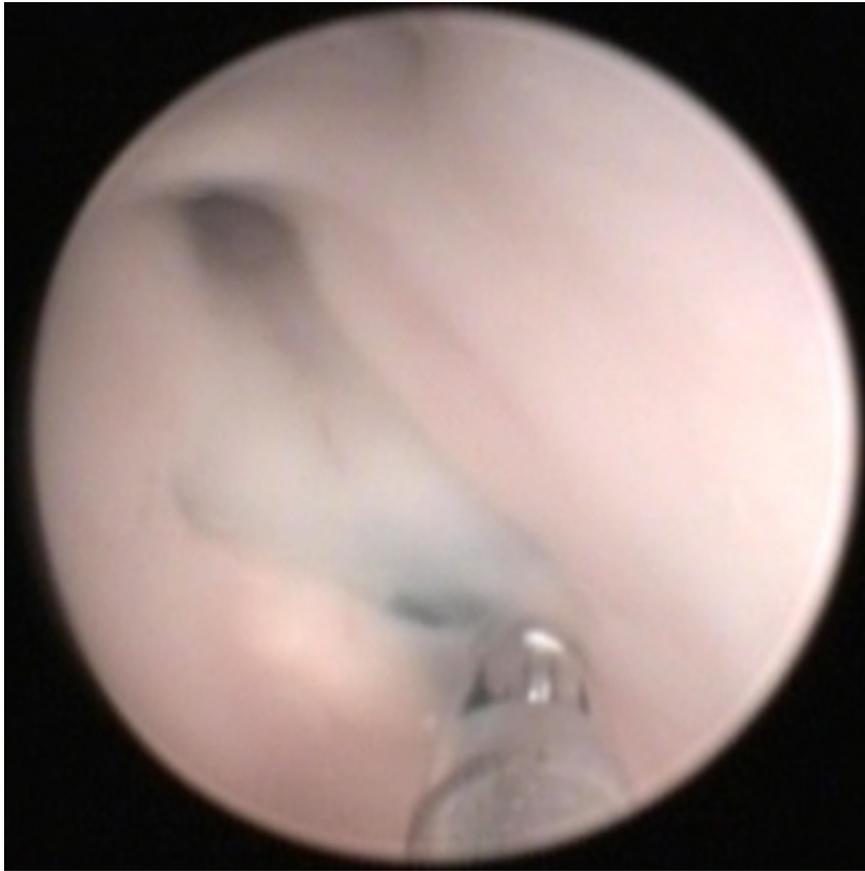


Fig. anterior minus Fig. Inicial desta serie 1 pre-processed
(94.6% matching)

Results – Comparative Images

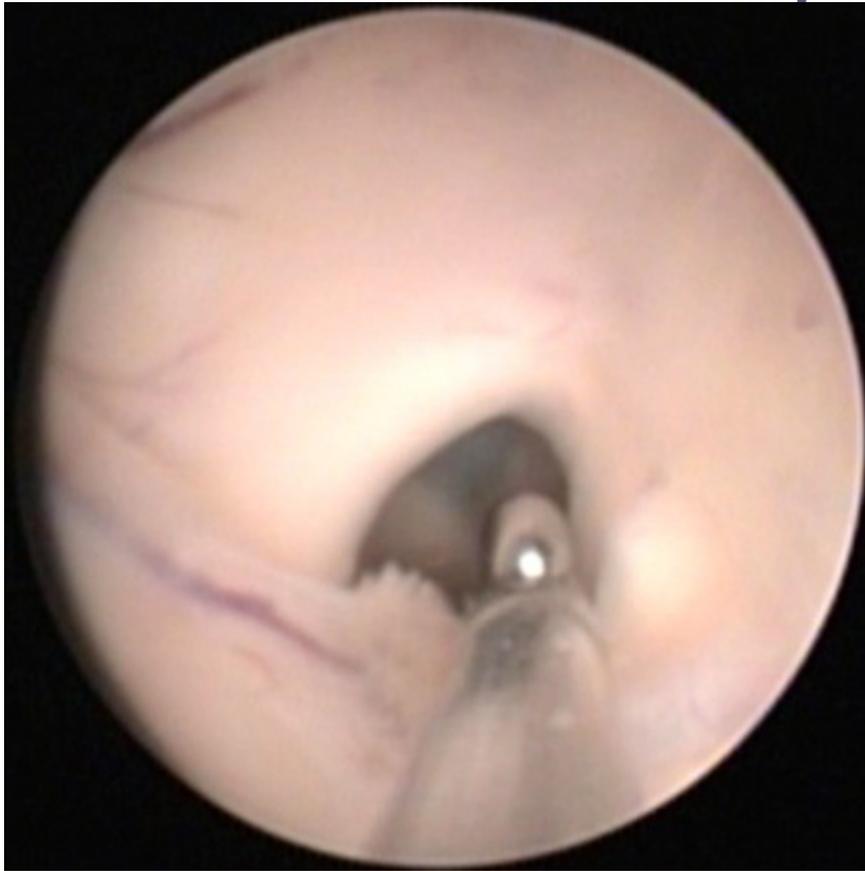


Real endoscopic image



processed by correction method

Results – Comparative Images (2)



+Real endoscopic image



processed by correction method

Vejam agora uma outra forma de fazer isso:

Considerando nossa referência [15] :

<http://www.ic.uff.br/~aconci/PISB.html>

R. C. Gonzalez and R. E. Woods - **Digital Image Processing**, Addison Wesley Pub. Co. 1993 - ISBN 0-201-60078-1. UFF Bib CTC.: 006.42 G 643 - 1993

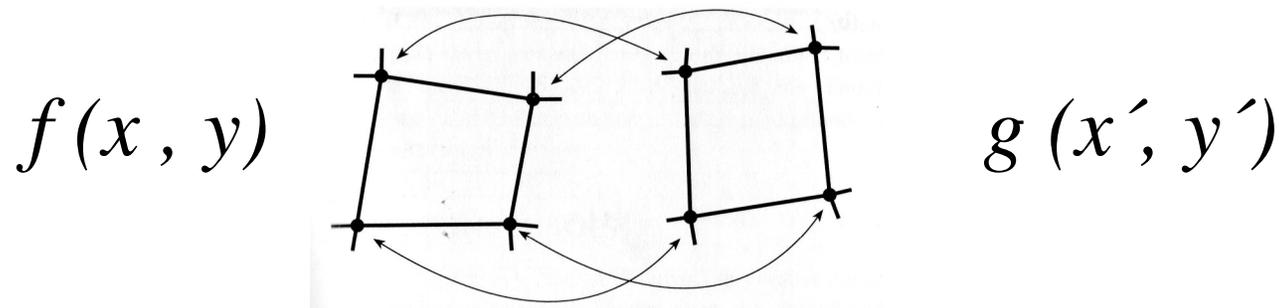
Considerando nossa referência [15] :

Na seção 5.9 página 212:

Temos uma forma bem simples de registro local baseado em vizinhança de 4 pontos.

As páginas que seguem são exatamente esse texto:

Considere os pontos de amarração em 2 segmentos das imagens



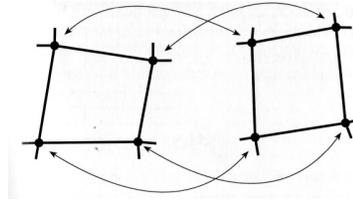
Suponha que uma imagem f , com coordenadas de pixels (x, y) sofra distorção geométrica produzindo uma imagem g com coordenadas (\hat{x}, \hat{y}) . Essa transformação pode ser expressa como

$$\hat{x} = r(x, y) \quad (5.9-1)$$

e

$$\hat{y} = s(x, y) \quad (5.9-2)$$

em que $r(x, y)$ e $s(x, y)$ representam as transformações espaciais que produzem a imagem $g(\hat{x}, \hat{y})$ geometricamente distorcida. Por exemplo, se $r(x, y) = x/2$ e $s(x, y) = y/2$, a “distorção” é simplesmente um encolhimento do tamanho de $f(x, y)$ pela metade em ambas as direções espaciais.



A Figura 5.14 mostra regiões de quatro lados em uma imagem distorcida e correspondente corrigida. Os vértices dos quadriláteros são pontos de amarração correspondentes. Suponha que o processo de distorção geométrica dentro das regiões quadrilaterais seja modelado por um par de equações bilineares, de modo que

$$r(x, y) = c_1x + c_2y + c_3xy + c_4 \quad (5.9-3)$$

e

$$s(x, y) = c_5x + c_6y + c_7xy + c_8. \quad (5.9-4)$$

Então, das Equações (5.9-1) e (5.9-2),

$$\hat{x} = c_1x + c_2y + c_3xy + c_4 \quad (5.9-5)$$

e

$$\hat{y} = c_5x + c_6y + c_7xy + c_8. \quad (5.9-6)$$

Desde que haja um total de oito pontos de amarração conhecidos, essas equações podem ser facilmente resolvidas para os oito coeficientes $c_i, i = 1, 2, \dots, 8$. Os coeficientes constituem o modelo utilizado para transformar todos os pixels dentro da região quadrilátera caracterizados pelos pontos de amarração utilizados para se obter os coeficientes. Em geral, pontos de amarração suficientes são necessários para gerar um conjunto de quadriláteros que cubram toda a imagem, com cada quadrilátero tendo seu próprio conjunto de coeficientes.

Finalizando 4 pontos:

O procedimento utilizado para gerar a imagem corrigida é imediato. Por exemplo, para gerar $f(0, 0)$, substitua $(x, y) = (0, 0)$ nas Equações (5.9-5) e (5.9-6) e obtenha um par de coordenadas (\hat{x}, \hat{y}) a partir daquelas equações. Então, faça $f(0, 0) = g(\hat{x}, \hat{y})$, em que \hat{x} e \hat{y} são os valores das coordenadas obtidas. A seguir, substitua $(x, y) = (0, 1)$ nas Equações (5.9-5) e (5.9-6), obtendo-se um outro par de valores (\hat{x}, \hat{y}) , e faça $f(0, 1) = g(\hat{x}, \hat{y})$ para aqueles valores de coordenadas. O procedimento continua pixel a pixel e linha a linha até que uma matriz

E outros números de pontos:

3 pontos:

- Um vizinhança de 3 pontos é também muito útil. Essa é discutida em detalhes na seção 4.4.3.1 da nossa referência [13] :
- A. Conci, E. Azevedo e F.G. Leta - [Computação Gráfica](#): volume 2 (Processamento e Análise de Imagens Digitais), Campus/Elsevier. 2008 - ISBN 85-352-1253-3
- Nesta também se discute sobre pontos de limites automáticas entre as diversas transformações

Assim há outra divisão quanto ao método de registro:

- Grau de interação com o usuário
 - Os métodos de alinhamento são relacionados à forma de interação que o mesmo tem em relação às imagens de entrada.
 - **Automáticos:** Onde o usuário fornece as imagens ao algoritmo e talvez algumas informações sobre a aquisição das imagens;
 - **Interativos:** Onde o usuário realiza o registro propriamente dito, o software faz a assistência fornecendo alguma impressão visual ou numérica sobre a transformação corrente, e possivelmente um auxílio sobre a transformação inicial;
 - **Semi-automático:** Onde a interação requerida pode ser de duas formas possíveis: o usuário precisa **iniciar o algoritmo**, segmentando os dados, ou **guiando o algoritmo**, rejeitando ou aceitando as hipóteses feitas durante o registro.

Uma das formas mais usuais de se obter os pontos de amarração é considerar os pontos de maior correlação entre as duas imagens.

- Considerando nossa referência [15] : Na seção 9.3 página 416, temos uma forma bem simples de se obter a correlação entre duas imagens f e w .

As páginas que seguem são exatamente esse texto:

correlação entre as duas imagens

Em sua forma mais simples, a correlação entre $f(x, y)$ e $w(x, y)$ é

$$c(s, t) = \sum_x \sum_y f(x, y)w(x - s, y - t) \quad (9.3-7)$$

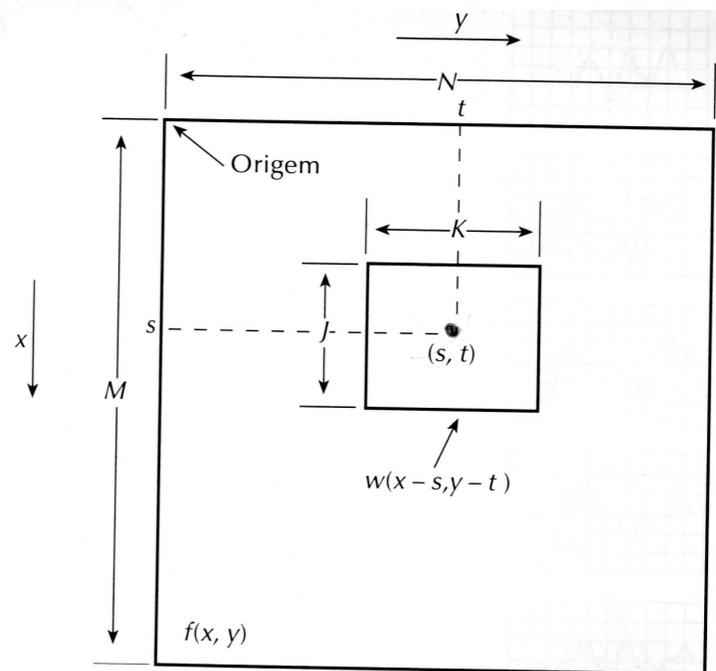
em que $s = 0, 1, 2, \dots, M - 1$ e $t = 0, 1, 2, \dots, N - 1$, e a soma é realizada sobre a região da imagem em que f e w se sobreponham. A Figura 9.8 ilustra esse procedimento, sendo que assumimos que a origem de $f(x, y)$ está o topo à esquerda e a de $w(x, y)$ em seu centro. Para qualquer valor de (s, t) dentro de $f(x, y)$, a aplicação da Equação (9.3-7) leva a um valor c . Na medida que s e t são varridos, $w(x, y)$ é movido na área da imagem, fornecendo uma função $c(s, t)$. O valor máximo de $c(s, t)$ indica a posição em que $w(x, y)$ melhor se casa com $f(x, y)$. Note que se perde precisão para valores de s e t perto das bordas de $f(x, y)$, com a amplitude do erro sendo proporcional ao tamanho de $w(x, y)$.

- Exemplificando....

Em sua forma mais simples, a correlação entre $f(x, y)$ e $w(x, y)$ é

$$c(s, t) = \sum_x \sum_y f(x, y)w(x - s, y - t) \quad (9.3-7)$$

em que $s = 0, 1, 2, \dots, M - 1$ e $t = 0, 1, 2, \dots, N - 1$, e a soma é realizada sobre a região da imagem em que f e w se sobreponham. A Figura 9.8 ilustra esse procedimento, sendo que assumimos que a origem de $f(x, y)$ está o topo à esquerda e a de $w(x, y)$ em seu centro. Para qualquer valor de (s, t) dentro de $f(x, y)$, a aplicação da Equação (9.3-7) leva a um valor c . Na medida que s e t são varridos, $w(x, y)$ é movido na área da imagem, fornecendo uma função $c(s, t)$. O valor máximo de $c(s, t)$ indica a posição em que $w(x, y)$ melhor se casa com $f(x, y)$. Note que se perde precisão para valores de s e t perto das bordas de $f(x, y)$, com a amplitude do erro sendo proporcional ao tamanho de $w(x, y)$.



A função de correlação dada na equação (9.3-7) possui a desvantagem de ser sensível a mudanças na amplitude de $f(x, y)$ e de $w(x, y)$. Por exemplo, se dobrarmos todos os valores de $f(x, y)$, dobraremos todos os valores de $c(s, t)$. Uma abordagem frequentemente usada para evitar essa dificuldade é realizar o casamento através do *coeficiente de correlação*, que é definido como

$$\gamma(s, t) = \frac{\sum_x \sum_y [f(x, y) - \bar{f}(x, y)][w(x-s, y-t) - \bar{w}]}{\left\{ \sum_x \sum_y [f(x, y) - \bar{f}(x, y)]^2 \sum_x \sum_y [w(x-s, y-t) - \bar{w}]^2 \right\}^{1/2}} \quad (9.3-8)$$

em que $s = 0, 1, 2, \dots, M-1$ e $t = 0, 1, 2, \dots, N-1$, \bar{w} é o valor médio dos pixels em $w(x, y)$ (computado apenas

1 vez), $\bar{f}(x, y)$ é o valor médio de $f(x, y)$ na região coincidente com a posição corrente de w , e as somas são realizadas sobre as coordenadas comuns, tanto a f como a w . O coeficiente de correlação $\gamma(s, t)$ tem sua escala no intervalo -1 a 1, independentemente de mudanças na amplitude de $f(x, y)$ e $w(x, y)$ (veja o Problema 9.5).

Considerando nossa referência [4] :

<http://www.ic.uff.br/~aconci/PISB.html>

Alex A.T. Bui, Ricky K. Taira (eds.), **Medical Imaging Informatics**, ISBN 978-1-4419-0384-6 e-ISBN N 978-1-4419-0385-3 DOI 10.1007/978-1-4419-0385-3, Springer, New York, 2010.

Paginas 269 a 275

The problem of *image registration* can be stated as follows: given a reference image set of a certain view from a patient, co-align a different image set of the same view to the given reference images. Registration of imaging datasets is useful in analyzing various combinations of datasets:

Aplicações:

- Mesma doença e exames, mas diversos paciente
 - Banco de dados, auxílio ao diagnóstico da doença.
- Mesmo paciente, diferentes exames no tempo : t ;
 - Completando o diagnóstico do paciente
- Mesmo paciente e exames , em tempos diversos :
 $t_1 ; t_2, \dots t_n$;
 - Vendo a evolução de uma doença ou tratamento

Definição:

Image registration is often described formally as an optimization problem:

$$\operatorname{argmax}_T \operatorname{similarity}(image_1(r), image_2[T(r)])$$

where r is the position vector. This problem statement involves finding the transformation that when applied to $image_2$ results in an image that is maximally similar to some specified reference $image_1$. Thus, there are three essential elements of a registration algorithm: 1) what transformations to apply; 2) how to represent similarity between images; and 3) how to efficiently search for the optimum transformation that maximizes similarity.

1) what transformations to apply;

- Paramétrico x não Paramétrico
- 1 passo x diversas passadas
- Global x local
- Rígidas x não rígidas
- Linear x não linear

$$f(x) + f(y); f(cx) = c f(x)$$

Fiducial = considerado como referencia (Latin *fīdūciālis*,)

Tipos de modelo de transformação

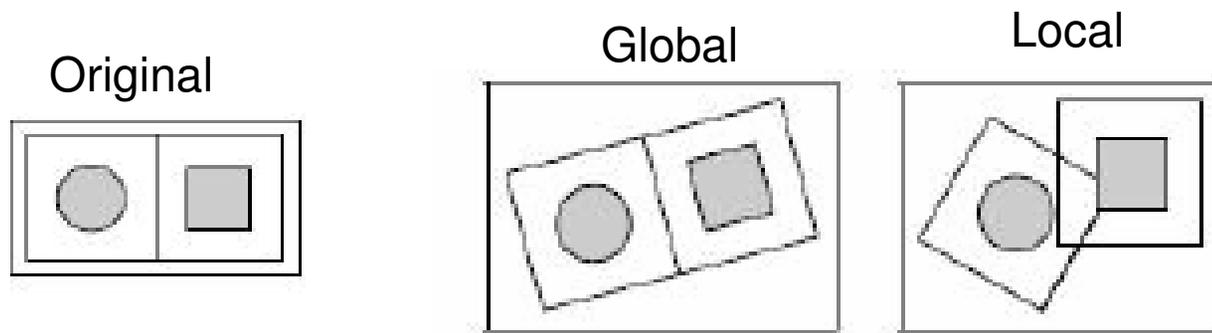
- Globais → Se as transformações forem definidas por uma única equação aplicada para mapear toda a imagem, logo, uma mudança em qualquer parâmetro influencia a transformação da imagem na sua totalidade;
- Locais → Se as transformações apenas afetarem uma pequena parte da imagem, sendo que cada subsecção, pode ter a sua própria transformação.

Tipos de modelo de transformação

- O tipo da transformação geométrica de coordenadas das imagens pode ser:
 - Transformação de corpo rígido
 - Transformação afim
 - Transformação perspectiva
 - Transformação não lineares

Tipos de modelo de transformação

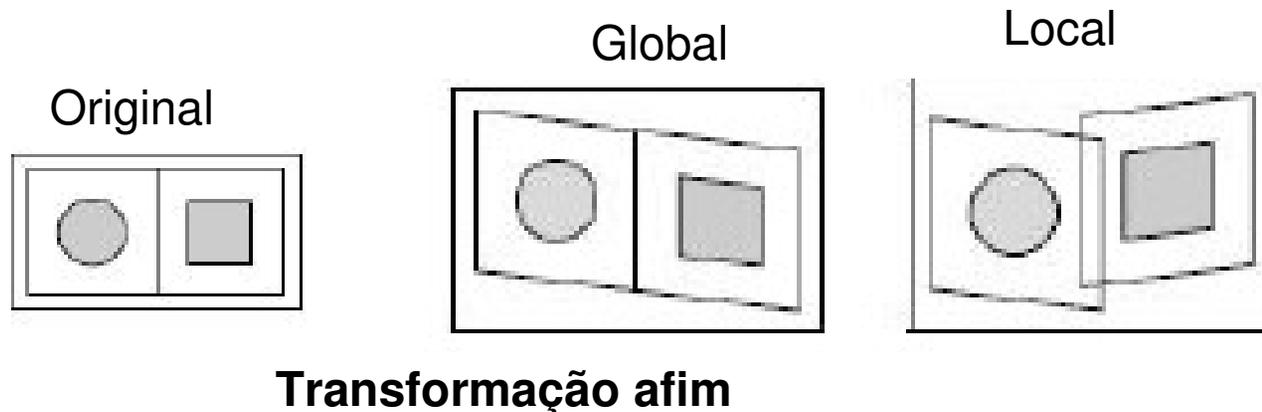
- Transformação rígida:
 - Se a distância entre dois pontos quaisquer na primeira imagem é preservada na segunda imagem;
 - Somente translações e rotações



Transformação rígida

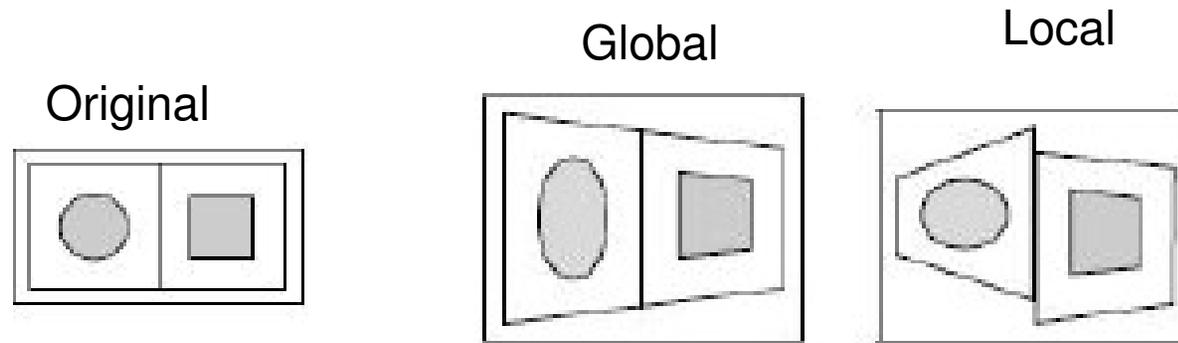
Tipos de modelo de transformação

- Afim (*affine*) → Quando quaisquer linhas retas na primeira imagem, são relacionadas com linhas retas na segunda imagem, preservando dessa forma o paralelismo;



Tipos de modelo de transformação

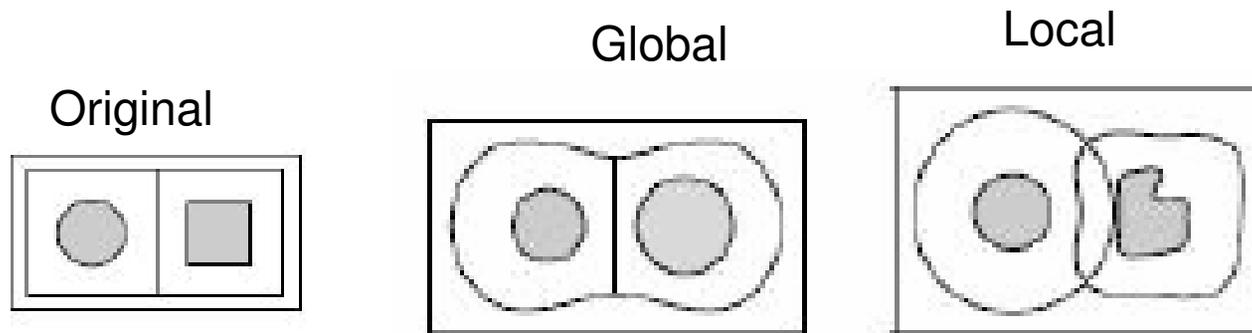
- Em projetiva (*projective*) → Uma linha na primeira imagem está relacionada com outra na segunda imagem;



Transformação projetiva ou perspectiva

Tipos de modelo de transformação

- Não lineares → Uma linha na primeira imagem é transformada numa curva na segunda imagem.



Transformação não lineares

Tipos de modelo de transformação

- paramétrica
 - É bastante geral porque o número de parâmetros pode variar muito nestas transformações.
 - Muitas das soluções, procuram primeiro encontrar um número de pontos correspondentes nas imagens e, em seguida, usam essas correspondências para descobrir uma função de transformação que determina a concordância entre todos os pontos das imagens envolvidas

2) Como representar a similaridade

- Surrogate (substitute) metrics:
 - Métodos de Correlação
 - Método Quadrado das intensidades
 - Método de Informação Mútua
 - Relação de uniformidade da imagem
- in statistics, an **outlier** is an observation that is numerically distant from the rest of the data.

3) Estratégia de otimização

» Necessidade de maximizar ou minimizar a sua função de custo

- problema de otimização multidimensional
- Diversos modos sofisticados para o cálculo dos mínimos ou máximos
 - Métodos de *Gauss-Newton*
 - Método *Levenberg-Marquardt*
 - Método *Descendente Gradiente*

Conclusão: registro

- consiste em dadas duas imagens da mesma cena, que apresentam diferenças devido ao processo de aquisição (como por exemplo, diferença temporal, de ângulo de vista, etc.), obter uma relação de mapeamento entre as duas imagens de tal forma que as diferenças entre as imagens sejam eliminadas, ou minimizadas, ou ainda ressaltadas, dependendo da aplicação

Durante o registro de duas imagens,

- uma imagem é transformada para poder ser combinada com uma imagem de referência, ou, imagem base. Esta transformação deve re-mapear as posições dos *pixels* da imagem transformada de modo que a área sobreposta esteja alinhada com a imagem de referência.

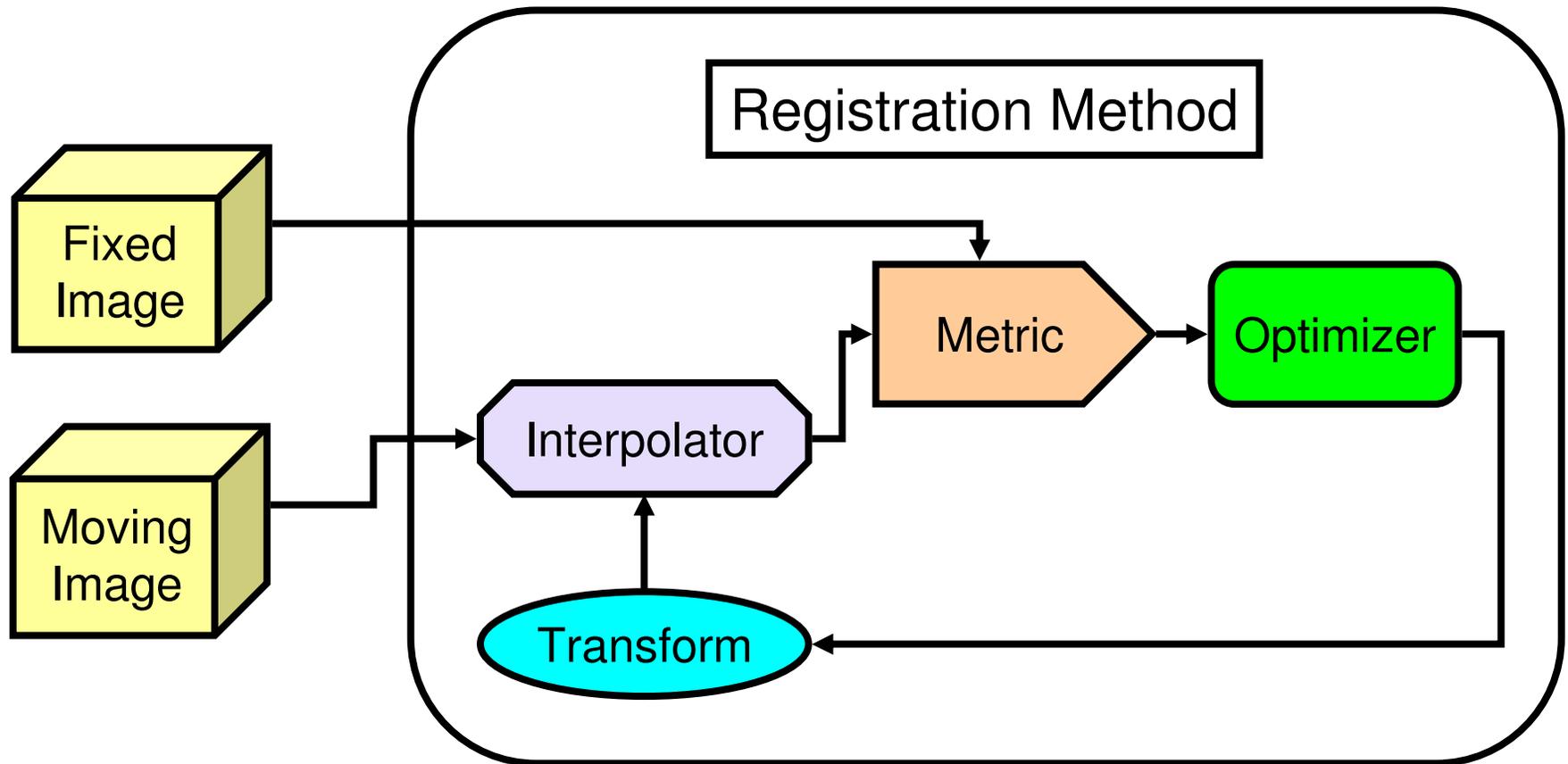
Mosaico da
imagem área
de duas
áreas
urbanas



ITK

- ITK é a abreviatura de *Insight Toolkit*.
- É uma ferramenta *open-source* para o registro e segmentação de imagens.
- É implementado em C++ e usa o ambiente de construção do CMake
- O ITK disponibiliza uma série de algoritmos para processamento de imagens ndimensionais
- Foi criado pela *National Library of Medicine* (NLM) como referência de coleção de algoritmos para o processamento das imagens do Projeto do Humano Visível (*Visible Human Project*) e de imagens médicas em geral (KITWARE, 2008).
- Integrar-se com o VTK

ITK – Framework de registro



ITK – Framework de registro

- `#include "itkImageRegistrationMethod.h"`
- `#include "itkTranslationTransform.h"`
- `#include "itkMeanSquaresImageToImageMetric.h"`
- `#include "itkLinearInterpolateImageFunction.h"`
- `#include "itkRegularStepGradientDescentOptimizer.h"`
- `#include "itkImage.h"`
- `#include "itkImageFileReader.h"`
- `#include "itkImageFileWriter.h"`
- `#include "itkResampleImageFilter.h"`

ITK – Framework de registro

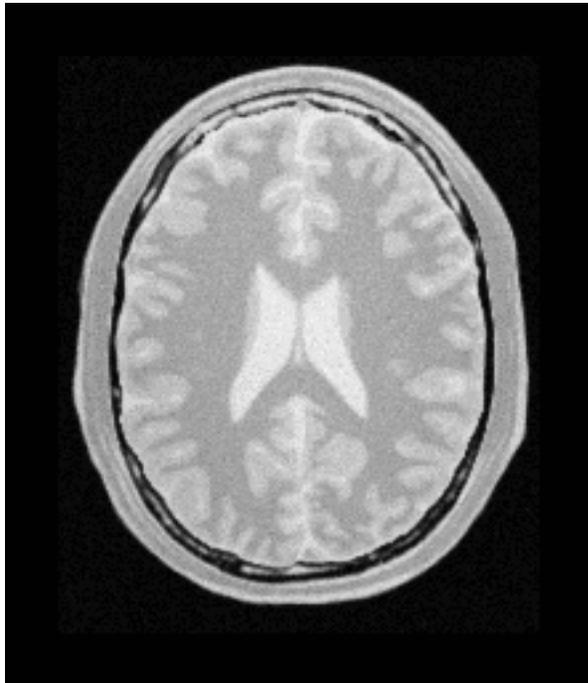


Imagem referência

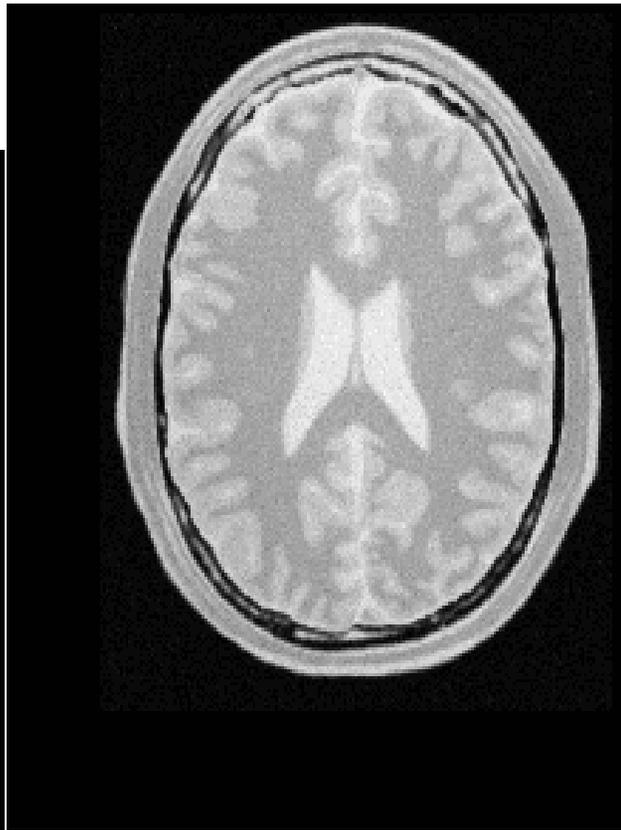


Imagem alvo

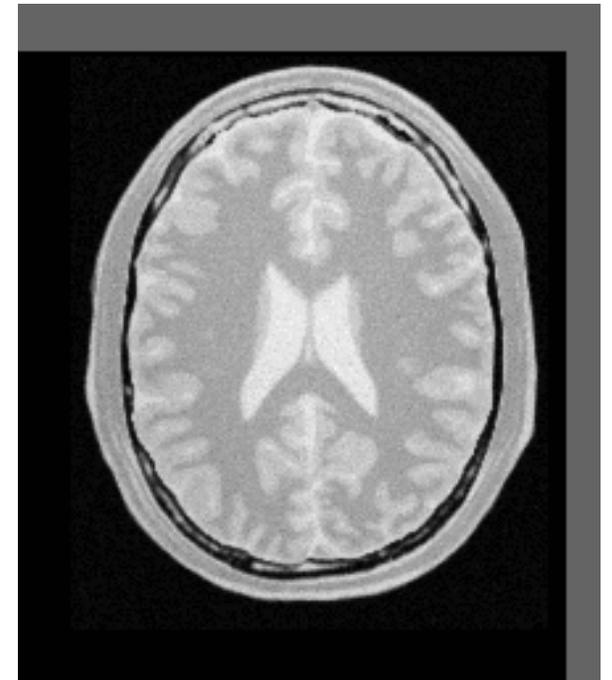
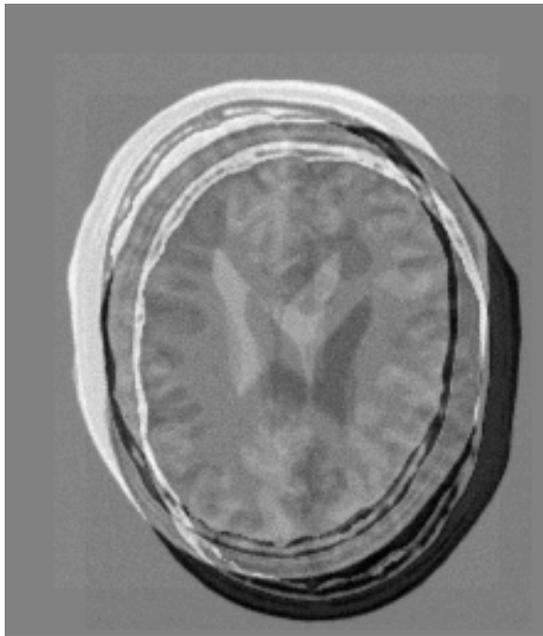
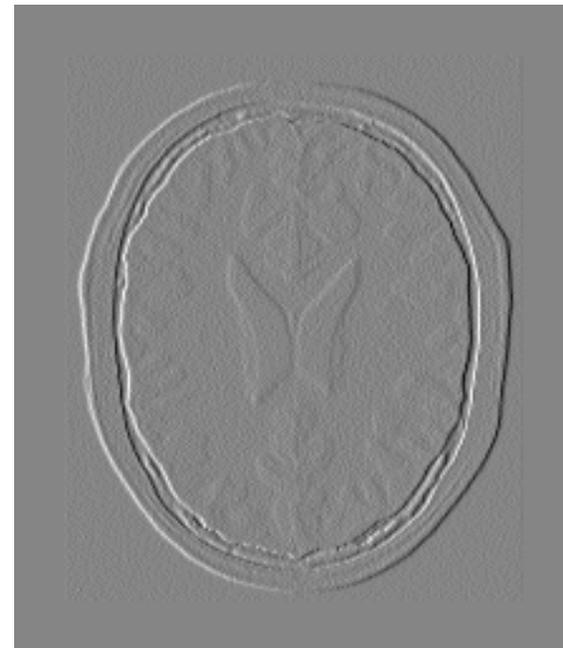


Imagem alvo após o registro

ITK – Framework de registro

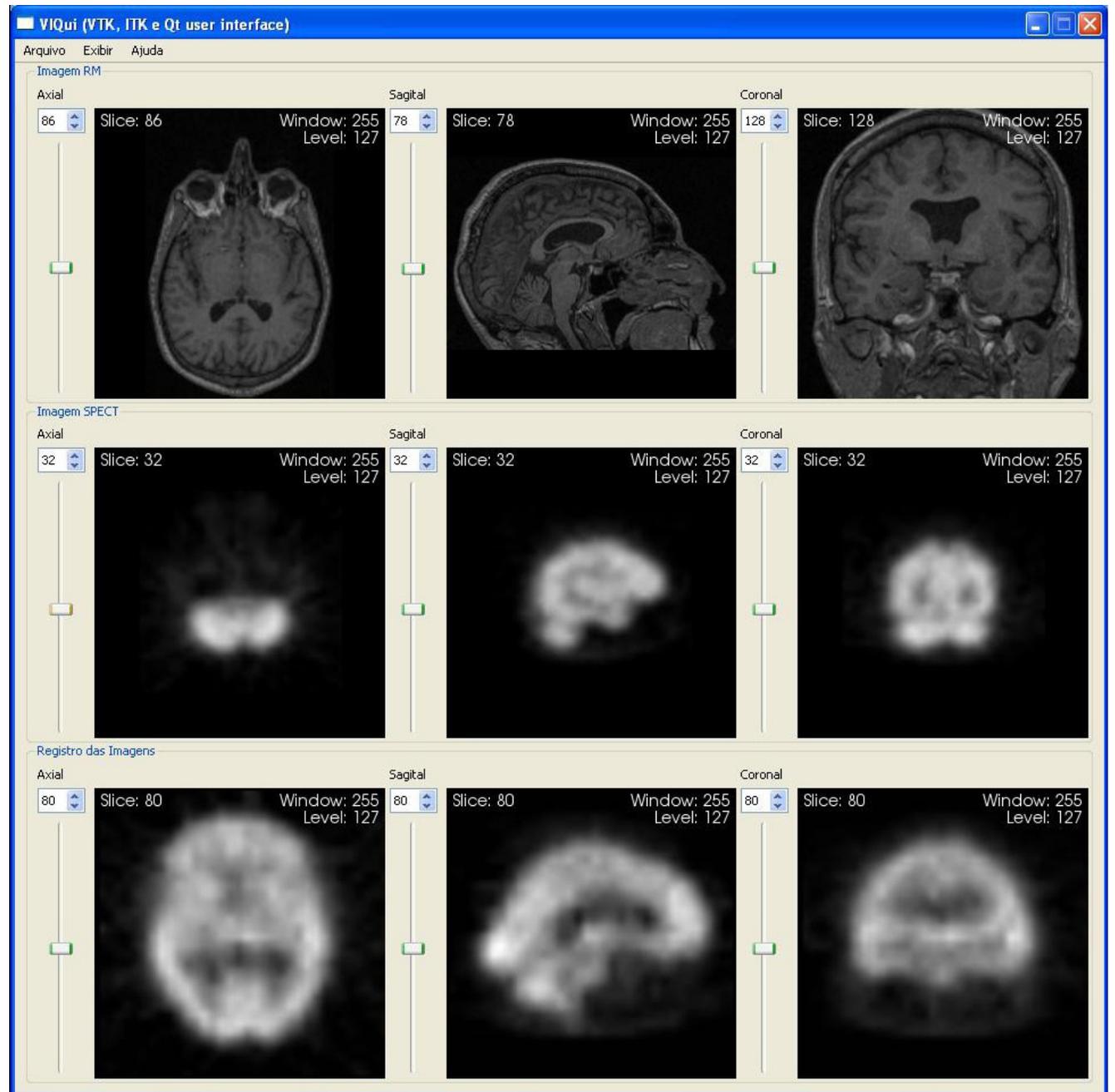


Subtração antes do registro



Subtração depois do registro

Exemplo



Trabalho:

- Implementar alguma forma simples e eficiente de poder seguir as temperaturas de um ponto para as imagens [termicas de tiroide](#).
- Pense em uma idéia de solução. A partir de imagens reais verifique se sua idéia funcionou (ou seja faça testes). Após isso a turma deve fazer um texto **em conjunto** incluindo: (1) porque isso seria importante; (2) cada possível solução; (3) relato das experiências feitas; (4) lógica usada para pensar na solução e testes sugeridos; (5) mostrem o quanto ficou correto cada solução e comparem elas. (Quem apresentou o melhor resultado para resolver esse problema?)
- O texto deve ter o **formato de um paper** com:
 - Introdução,
 - Propostas de Solução,
 - Testes,
 - Comparações,
 - Conclusões e Referencias

